

8 JP10-225426

F25

Illumination bundle for laser

Publication Number	Filing Date	Status	Title	Inventors	Translation
JP10-225426	February 17, 1997	Applic.	Fluorescence Observing Device	Kaneko* Hirao* Iida Yoshihara† Takehana* Ueno* Yokota Matsumoto Takassugi Iwasaki Magai	Machine

8.1 DESCRIPTION

JP10-225426 addresses limitations in a Hamamatsu US patent (US4556057), an Alfano US patent (US5042494) and a previous Olympus Japanese patent application (JP07-222712), which utilized a laser for fluorescence excitation. The problem is that the laser beam does not get spread out much by the endoscope so the illumination is not uniform across the viewing field. In addition, the problem of poor endoscope transmission of blue light is addressed. The uniformity issue is the same issue as previously dealt with in JP07-222712 and US5749830. Five embodiments are put forward to deal with this problem.

The first embodiment utilizes separate light guides for fluorescence excitation light and white light illumination [0011] (Figures 1-6). A separate quartz bundle with low NA is utilized for improved transmission of excitation light.

The second embodiment utilizes a common light guide [0052] (Figures 7-8). Lenses are used to broaden the excitation light from the laser.

The third embodiment utilizes a zoom lens driven by a piezoelectric mechanism to broaden the laser beam so that the field of illumination is the same as for white light [0065] (Figure 10). In a modification of the third embodiment, a liquid crystal is utilized to broaden the beam.

In the fourth embodiment an auxiliary excitation light guide is provided that goes through the endoscope biopsy channel [0074] (Figure 12). This light guide has an electrically driven curved part based on analysis of the fluorescence image.

The fifth embodiment incorporates two excitation light guides to improve the brightness (and size of field) of the excitation light [0078] (Figures 13-14). A plunger moves the appropriate guide into place at the light source end.

A Xenon or halogen lamp is specified as a white light source and a HeCd laser is specified as the blue excitation light source.

A Xenon or halogen lamp is specified as a white light source and a HeCd laser is specified as the blue excitation light source.

THIS PAGE BLANK (USPTO)

(19) JAPANESE PATENT OFFICE (JP)

(12) KOKAI PATENT GAZETTE (A)

(11) Japanese Patent Application Kokai No. Hei 10-225426

(43) Kokai Publication Date: August 25, 1998

(51) Int. Cl. ⁸	ID Symbols	FI	
A 61 B 1/00	300	A 61 B 1/00	300D

Request for Examination: Not yet submitted.

Number of Claims: 1 OL

(Total of 10 pages in original)

(21) Application No.: Hei 9-32323

(22) Filing Date: February 17, 1997

(71) Applicant:	000000376 Olympus Kogaku Kogyo K.K. 2-43-2 Hatagaya, Shibuya-ku, Tokyo
(72) Inventor:	Mamoru Kaneko c/o Olympus Kogaku Kogyo K.K. 2-43-2 Hatagaya, Shibuya-ku, Tokyo
(72) Inventor:	Isao Hirao c/o Olympus Kogaku Kogyo K.K. 2-43-2 Hatagaya, Shibuya-ku, Tokyo
(72) Inventor:	Toshihiko Iida c/o Olympus Kogaku Kogyo K.K. 2-43-2 Hatagaya, Shibuya-ku, Tokyo
(74) Agent:	Susumu Ito, Patent Attorney

Continued on last page.

(54) [Title of the Invention]

FLUORESCENT OBSERVATION DEVICE

(57) [Abstract]

[Object] The object of the present invention is to provide a fluorescent observation device which makes it possible to perform fluorescent observation more simply.

[Solution] The fluorescent observation device 1 has a xenon lamp 24 used for ordinary observation, and a laser 25 that generates exciting light used for fluorescent observation, as a light source device 3. [These light sources] emit light on the side of the observation site via respective light guides 21 and 22 for white light and exciting light, which are installed in the endoscope 2, and further via an illumination lens 31 from the tip end surfaces [of the light guides]. The portion of the illumination lens 31 that faces the tip end surface of the light guide 22 [Translator's note: original erroneously reads "21".] used for exciting light has a greater curvature than the convex portion that faces the tip end surface of the light guide 21 used for white light, so that [the exciting light] is emitted across a broader angle than the white light. Accordingly, there is no need for an operation to alter the visual field in bending operations, etc., in the ordinary observation state, and almost any desired portion within the visual field of ordinary observation can be observed under fluorescence by switching to the fluorescent observation state.

[Key: 8 Fluorescent image processing device, 9 Image display control device, 10 Monitor, 11 Foot switch, 12 I.I. control means, 13 Timing controller, 24 Xe lamp, 25 Laser, 28 Driver.]

[Claims]

[Claim 1] A fluorescent observation device which is characterized by the fact that in a fluorescent observation device for the endoscopic observation of fluorescence inside the living body, which has a light guide for white light that transmits white light, and a light guide for exciting light that transmits exciting light, an exciting light illumination means is provided which causes the aforementioned exciting light to diffuse to a greater extent than the aforementioned white light.

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Field of Industrial Utilization] The present invention concerns a fluorescent observation device which obtains ordinary endoscopic images and fluorescent endoscopic images without any replacement of the light source device for ordinary observation or light source device for fluorescent observation, and without any replacement of the image pickup device for ordinary observation or image pickup device for fluorescent observation.

[0002]

[Prior Art] In recent years, techniques in which auto-fluorescence of living body or fluorescence of a chemical substance injected into the living body is detected as a two-dimensional image, and degeneration of living tissues or conditions of diseases such as cancer, etc. (e. g., the type and extent of progression of such diseases), are diagnosed from such fluorescent images, have been disclosed in U.S. Patent No. 4556057 and U.S. Patent No. 5042494.

[0003] When living tissues are irradiated with light, long-wavelength fluorescence is generated by this exciting light. Examples of fluorescent substances in the living body include the NADH (nicotinamide-adenine nucleotide) of collagen, as well as FMN (flavin mononucleotide) and pyridine nucleotide, etc. Recently, correlations between such factors in the living body and diseases have begun to be clarified.

[0004] Furthermore, fluorescent agents such as HpD (hematoporphyrin), photofrin and ALA (δ -aminolevulinic acid), etc., tend to concentrate in tumors, and sites of disease can be diagnosed by injecting such fluorescent agents into the living body and observing the resulting fluorescence.

[0005] In such cases, arrangements have been made so that diagnosis by ordinary observation utilizing white light can be used in combination with fluorescent observation. A conventional example of a system of this type is described in (for example) Japanese Patent Application Kokai No. Hei 7-222712.

[0006]

[Problems to Be Solved by the Invention] However, in the abovementioned conventional examples, a laser is used as a light source for fluorescent observation, and because of the narrow irradiation angle peculiar to lasers, i. e., the small NA value, irradiation is possible only in a portion of the range which is narrower than the illuminating means.

[0007] As a result, the following drawback has been encountered: specifically, fluorescent observation is possible only in a narrow portion of the visual field illuminated by the white light illuminating means.

[0008] Accordingly, even in the case of sites which area present and can be observed within the visual field of ordinary observation, operations such as setting [these sites] in the irradiation range of the exciting light by bending a bending part or moving the tip end part, etc., are required in order to achieve fluorescent observation of such sites. Thus, time is required for fluorescent observation, and there is a demand for a device which allows simpler fluorescent observation.

[0009] (Object of the Invention) The present invention was devised in light of the above facts; the object of the present invention is to provide a fluorescent observation device which makes it possible to perform fluorescent observation more simply.

[0010]

[Means Used to Solve the Abovementioned Problems] In a fluorescent observation device for the endoscopic observation of fluorescence inside the living body, which has a light guide for white light that transmits white light, and a light guide for exciting light that transmits exciting light, an exciting light illumination means is provided which causes the aforementioned exciting light to diffuse to a greater extent than the aforementioned white light. As a result, fluorescent observation of most sites within the visual field of ordinary observation is possible without any great movement of the visual field such as bending operations, etc.

[0011]

[Working Configurations of the Invention] Working configurations of the present invention will be described below with reference to the attached figures. Figures 1 through 6 illustrate a first working configuration of the present invention. Figure 1 shows the overall construction of a fluorescent observation device constituting a first working configuration of the present invention. Figure 2 shows the construction of the transmission means using a light guide for white light and a light guide for exciting light, and of the illumination lens on the emission side. Figure 3 is a sectional view along line A-A' in Figure 2, and Figures 4 through 6 show modifications of the illumination lens.

[0012] As is shown in Figure 1, the fluorescent observation device 1 constituting the abovementioned first working configuration of the present invention has an optical endoscope (hereafter referred to simply as an "endoscope") 2 which is inserted into the living body, a light source device 3 which supplies illuminating light to this endoscope 2, an ordinary TV camera 5 and a fluorescent image pickup camera 6 which are mounted in the endoscope 2 via an image pickup adapter 4, a camera control unit (abbreviated to "CCU") 7 which subjects the ordinary observation image pickup signal picked up by the ordinary TV camera 5 to signal processing, and performs processing so that an ordinary image is produced, a fluorescent image processing device 8 which subjects the fluorescent image pickup signal picked up by the fluorescent image pickup camera 6 to signal processing, and performs processing so that a fluorescent image is produced, an image display control device 9 which inputs the image signals from the CCU 7 and the fluorescent image processing device 8 and controls the display of both images, a monitor 10 on which ordinary images and fluorescent images are displayed by the abovementioned image display control device 9, a foot switch 11 which performs switching between ordinary observation and fluorescent observation, and switching of the image display control device 9, an I.I. control means 12 which controls the gain of the light amplification of an image intensifier (abbreviated as "I.I.") 46 [Translator's note: original erroneously reads "12".] inside the fluorescent pickup camera 6 in accordance with the output signal from the fluorescent image processing device 8, and timing controller 13 which performs timing control.

[0013] The endoscope 2 has a long, slender insertion part 14, an operating part 15 at the rear end of the insertion part 14, an ocular part 16 at the rear end of the operating part 15, and a light guide cable 17 which extends from the operating part 15. A connector 18 is installed on the end part of the light guide cable 17, so that the cable 17 can be detachably connected to the light source device 3.

[0014] A light guide 21 for white light and a light guide 22 for exciting light, which respectively transmit white light and exciting light, are passed through the abovementioned insertion part 14, operating part 15 and light guide cable 17, so that the light guide 22 for exciting light is located on the side of the central portion.

[0015] In more concrete terms, as is shown in Figure 3, the light guides are passed through in a state in which the light guide for white light 21 is concentrically disposed around the light guide 22 for exciting light, and these light guides are separated inside the connector 18 to form respective light-entry ends 21a and 22a.

[0016] For example, a xenon lamp 24 with a large spread (NA) of the light bundle is installed as an illuminating light source for ordinary observation, and laser 25 which generates He-Cd laser light with a small NA is installed as an exciting light generating light source that generates exciting light for fluorescent observation, inside the light source device 3. Furthermore, a halogen lamp could also be used instead of a xenon lamp.

[0017] Furthermore, light from the xenon lamp 24 is supplied to the light-entry end 21a of the light guide 21 used for white light via a focusing lens 26. Moreover, He-Cd laser light from the laser 25 is supplied directly to the light-entry end 22a of the light guide 22 used for exciting light.

[0018] In the present working configuration, a light guide formed from a multi-component glass fiber is used as the abovementioned light guide 21 for white light, and a light guide formed from a quartz glass fiber with a low NA and a high transmissivity is used as the light guide 22 for exciting light. Furthermore, a screening plate 27 is installed in the light path between the xenon lamp 24 and the lens 26 so that blocking of the light path is possible, and this screening plate 27 is driven by a driver 28.

[0019] The driving of the abovementioned driver 28 is controlled by control signals from the timing controller 13. Specifically, in the case of ordinary observation, the screening plate 27 is set in a retracted state as indicated by the dotted line, while in the case of fluorescent observation, the timing controller 13 sends a control signal to the driving 28, so that the screening plate 27 is set by the driver 28 in a state which is such that the light from the xenon lamp 24 is blocked.

[0020] Furthermore, the light transmitted by the light guide 21 for white light and the light guide 22 for exciting light further passes through an illumination lens 31 from the tip end surfaces fastened to an illumination window in the tip end portion 29 of the insertion part 14, and this light is diffused and directed onto the object of imaging, such as the surface of an organ, etc., inside a body cavity.

[0021] An observation window is disposed adjacent to the abovementioned illumination window, and an objective lens 32 is attached to this observation window. Reflected light from the illuminated object of imaging, or fluorescent light emitted as a result of excitation by the exciting light, is focused as an image by the objective lens 32 at the focal position of this lens.

[0022] The tip end surface of an image guide 33 is positioned at the abovementioned focal position, and the image is transmitted via this image guide 33, which is passed through the interior of the insertion part 14, etc., to the rear end surface of the image guide 33. In the case of an ordinary observation image, this image can be observed by the naked eye under magnification via an ocular lens 34 attached to the ocular part 16 facing the abovementioned rear end surface.

[0023] In cases where an image pickup adapter 4 is mounted in the abovementioned ocular part 16, a lens 36 is positioned facing the ocular lens 34 inside the image pickup adapter 4, and a movable mirror 37 is positioned behind this lens 36. A lens 38 is positioned on the side of the light path of the light reflected by the movable mirror 37; furthermore, an image is focused on a CCD 40 via the focusing lens 39 of an ordinary TV camera 5 which faces the abovementioned lens 38. The signal obtained as a result of photoelectric conversion by the CCD 40 is input into the CCU 7, and is converted into a

video signal. Afterward, this signal is displayed on the monitor 10 via the image display control circuit 9.

[0024] Furthermore, the movable mirror 37 is driven by a driver 41. This driver 41 is controlled by the timing controller 13. Specifically, in the case of ordinary observation, the movable mirror 37 is set in the state indicated by the solid line, while in the case of fluorescent observation, the timing controller 23 sends a control signal to the driver 41 [Translator's note: here and below, original erroneously reads "28".], so that the movable mirror 37 is set by the driver 41 in a retracted state as shown by the dotted line.

[0025] Furthermore, a lens 42 is positioned facing the lens 36, and the focusing lens 43 inside the fluorescent image pickup camera 6 is positioned facing this lens 42. Furthermore, a rotating filter 44 is positioned facing this lens 43.

[0026] This rotating filter 44 is rotationally driven by a motor 45. Two openings are formed in the rotating filter 44, and respectively different filters are attached. The light passing through these filters enters an I.I. 46, and is amplified; afterward, an image is focused on a CCD 47.

[0027] The signal produced as a result of photoelectric conversion by this CCD 47 is input into the fluorescent image processing device 8, and is converted into a video signal. Afterward, this signal is displayed on the monitor 10 via the image display control circuit 9.

[0028] A first filter for the 480 to 520 nm band and a second filter for the band exceeding 630 nm are installed in the rotating filter 44 installed in the fluorescent observation camera 6.

[0029] As a result, in cases where a fluorescent image is observed by conducting ultraviolet He-Cd laser light with a wavelength of 442 nm from the light source device 3 to the light guide 22 used for exciting light, and irradiating the human body with this light, auto-fluorescent light with a wavelength longer than the 442 nm of the aforementioned ultraviolet He-Cd laser light is generated from the body tissues. Accordingly, this fluorescent light is successively picked up as an image by the first and second filters of the rotating filter 4 installed in the fluorescent observation camera 6, so that a fluorescent endoscopic image can be obtained.

[0030] Furthermore, although this is not shown in the figures, the intensity of the fluorescent light in the visible region obtained by the aforementioned ultraviolet exciting light is strong in normal areas, and weak in areas showing pathological changes such as cancer, etc. In particular, it is known that the intensity of fluorescent light is fairly strong in the region of 480 to 520 nm. Meanwhile, in the case of the wavelength band that passes through the second filter, the fluorescent intensity obtained shows almost no dependence on normal sites or sites of pathological changes; accordingly, by comparing the ratio

described above with this fluorescent intensity, the discrimination between normal sites and sites of pathological changes is facilitated.

[0031] Furthermore, the I.I. 46 installed in the fluorescent observation camera 6 is used to intensify the weak fluorescent endoscopic image that is transmitted through the first and second filters of the aforementioned rotating filter 4. The optical image focused on the photoelectric surface of a fiber plate (not shown in the figures) is temporarily converted into an electronic image, and electron multiplication is accomplished by causing this electronic image to pass through a micro-channel plate (hereafter abbreviated to "MCP"). This image is then directed onto the fluorescent surface, and is again converted into an optical image. The fluorescent endoscopic image that has been electronically intensified by the I.I. 46 is received by the CCD 47. Furthermore, the output of the fluorescent image processing device is input into an I.I. control means 12, and this I.I. control means 12 controls the gain of the I.I. 46 to an appropriate gain.

[0032] In the present working configuration, as is shown in Figure 2, the curvature radius R1 of the concave portion 22b of the illumination lens 31 that faces the light-emitting end of the light guide 22 used for exciting light is set at a small value (i. e., the curvature is great), while the curvature radius R2 of the concave portion 21b that faces the light-emitting end of the light guide 21 used for white light is set at a large value.

[0033] Furthermore, this working configuration is characterized by the fact that an exciting light emission means is formed which is devised so that the exciting light emitted from the light guide 22 used for exciting light can be directed toward the object of imaging with a greater spread than the white light, as is indicated by the dotted lines and fine lines.

[0034] Furthermore, in Figure 2, when the white light transmitted by the light guide 21 used for white light is emitted from the tip end surface of said light guide, a portion of this light passes through the large-curvature central portion of the illumination lens 31 and is spread; however, the proportion of this spread light is small compared to the case of the exciting light.

[0035] For example, if the tip end surface of the light guide 22 used for exciting light is caused to protrude forward so that this tip end surface approaches the concave portion 22b located in the central portion of the illumination lens 31, etc., then such a component can be greatly reduced, or can be reduced to a degree that allows this component to be ignored.

[0036] In the present working configuration, furthermore, if a state is selected (by means of the foot switch 11) in which ordinary image pickup and fluorescent image pickup are periodically performed, then the image displayed on the monitor 10 can be selected, and the device can be set in an ordinary image pickup and observation state (display state), or a fluorescent image pickup and observation state.

[0037] For example in cases where a state in which the image pickup of ordinary observation images and the image pickup of fluorescent images are periodically performed is selected by switching the mode selection switch of the foot switch 11 on, the display of ordinary images and the display of fluorescent images can be selected by means of the display selection switch of the foot switch 11.

[0038] On the other hand, in cases where the mode selection switch is switched off, an ordinary image pickup and observation state (display state) results, and a fluorescent image pickup and observation state can be selected from this ordinary image pickup and display state by further operating the display selection switch.

[0039] Next, the operation of the present working configuration will be described. In the "off" state in which the mode selection switch of the foot switch 11 is not operated, this fluorescent observation device 1 is set in an ordinary image pickup and observation state (display state). In this state, the screening plate 27 of the light source device 3 is set in the state indicated by the dotted line, and the movable mirror 37 of the image pickup adapter is set in the state indicated by the solid line.

[0040] Furthermore, in this state, white light from the xenon lamp 24 is transmitted via the light guide 21 used for white light, and this white light is further emitted via the illumination lens 31 toward the observation site from the tip end surface [of the light guide 21] that is attached to the tip end part 29 of the endoscope 2, so that the observation site is illuminated.

[0041] An image of the illuminated site is focused on the tip end surface of the image guide 33 by the objective lens 32; this image is transmitted to the rear end surface on the side of the ocular part 16, and is focused on a CCD 39 via a lens 36, etc.

[0042] This image is subjected to photoelectric conversion by the CCD 39, and is input into the CCU 7, where the image is converted into a video signal. This signal is then displayed on the monitor 10 via the image display control circuit 9. Furthermore, in the case of such ordinary observation, exciting light is emitted from the laser 25; however, since this light has a weak light output compared to the white illuminating light, this exciting light has almost no effect on the observation based on white light. Of course, it would also be possible to install a second screening plate in front of the laser 25, and to block the exciting light from the laser 25 [Translator's note: original erroneously reads "26".] with this second screening plate 27 [sic].

[0043] In cases where affected portions of the body, etc., are observed under illumination by visible light, and it is desired to make a fluorescent diagnosis, the display selection switch of the foot switch 11 is depressed with the foot so that switching to fluorescent observation (fluorescent image pickup and observation) is designated, whereupon the timing controller 31 generates a control signal that causes switching to fluorescent observation.

[0044] Then, the screening plate 27 is placed by the driver 28 in the state indicated by the solid line so that the white light is blocked, and the movable mirror 37 is set by the driver 41 in the state indicated by the dotted line. In this state, only the laser light from the laser 25 is transmitted by the light guide 22 used for exciting light; this light passes through the central portion of the illumination lens 31 which has a large curvature, and is directed onto the object of imaging with a greater spread than that obtained in the case of the white light.

[0045] Fluorescence is generated at the irradiated site; this fluorescent light is focused as an image on the tip end surface of the image guide 33 by the objective lens 32, and is transmitted to the rear end surface [of the image guide 33]. This transmitted image light passes through a filter (not shown in the figures) of the rotating filter 44 via the lens 43, etc., and is amplified by the I.I. 46, after which the light is focused on the CCD 47.

[0046] The resulting image is subjected to photoelectric conversion by the CCD 47, and is input into the fluorescent image processing device 8, where the image is converted into a video signal corresponding to the fluorescent image. The fluorescent image is then displayed on the monitor 10 via the image display control circuit 9. Since the spread of the irradiation in this case is greater than that in the case of the white light (as was mentioned above), the exciting light can be directed onto almost the entire field of observation under the white-light illumination used for ordinary observation; accordingly, fluorescent observation can be performed for almost any desired site within the visual field, without any need to move the visual field by bending operations, etc. As a result, comparisons in the visual field under ordinary observation are also facilitated.

[0047] Thus, in the present working configuration, since a means which causes broader irradiation with the exciting light than with the illuminating light is provided, the apparatus can be set in a fluorescent observation state without moving the visual field by bending operations, etc., in the state of the visual field during ordinary observation. Accordingly, fluorescent observation can be performed for any desired site within the visual field. Furthermore, since the exciting light emission means is installed concentrically with the white light emission means in the central portion of said white light emission means, [exciting-light] illumination which is almost identical to the illumination by means of white light can be achieved, so that discrepancies in illumination are eliminated.

[0048] Furthermore, the apparatus may be modified as shown in Figures 4 and 5. In Figure 4, a microchip lens 51 is installed on the tip end surface of the light guide 22 used for exciting light, and the exciting light is emitted while being spread at an angle of ϕ by this microchip lens 51, as is indicated by the dotted line. Accordingly, this light is emitted at a wider angle than the emission angle of θ (indicated by the fine line) at which light is emitted from the tip end surface of the light guide 21 used for white light.

[0049] In Figure 5, a diffuser lens 52 or hollow column lens is installed on the tip end surface of the light guide 22 used for exciting light, and the exciting light is emitted while

being spread by this diffuser lens 52 or hollow column lens as indicated by the dotted line, so that this light is emitted at a wider angle than the emission angle at which light is emitted from the tip end surface of the light guide 21 used for white light.

[0050] Furthermore, it would also be possible to install an illumination lens 53 in front of the apparatus shown in Figure 5, as is shown in Figure 6. In this case as well, the exciting light is emitted over a broader range than the illumination range of the white light. Accordingly, in the case of such modifications, the operation and effect are more or less the same as those of the first working configuration.

[0051] Furthermore, in the first working configuration, the curvature of the portion of the illumination lens 31 that faces the area where laser light is emitted is set at a large value, so that this laser light is emitted with a greater spread than the white light. However, since the spread angle of the laser light from the laser 25 (i. e., the spread angle of the light emitted toward the object of imaging) is smaller than the spread angle of the white light from the xenon lamp 24, it would also be possible to set the apparatus so that the same total spread angles are obtained. If the apparatus is set in this manner, the system can be set so that the exciting light is not excessively spread. Accordingly, there is no waste such as excitation of areas outside the visual field.

[0052] (Second Working Configuration) Next, a second working configuration of the present invention will be described. Figures 7 and 8 [sic] illustrate this second working configuration of the present invention. Figure 7 (A) shows the structure of the rip end portion, while Figure 7 (B) shows the structure of the light source device. Figure 8 shows a front view of Figure 7 (A), and Figure 9 shows a front view in a state in which the movable member has been rotated in the state shown in Figure 8. Furthermore, Figure 7 (A) is a sectional view along line B-B' in Figure 8.

[0053] In the first working configuration, a light guide 21 used for white light, which transmitted white light, and a light guide 22 used for exciting light, which transmitted exciting light, were respectively installed. In the present working configuration, however, a common light guide 61 is used.

[0054] The endoscope of the present working configuration is constructed as follows: specifically, in the endoscope 2 shown in Figure 1, a common light guide 61 which combines the functions of the abovementioned light guide 21 used for white light and light guide 22 used for exciting light is used. Furthermore, the tip end part 29 is formed from a tip end part main body 29a, and a movable member 29b which is free to rotate, and to which a pre-objective lens [?] [unclear term—Tr.] 32a, white light illumination lenses 62 and fluorescent light illumination lenses 63 are attached. A rotating mechanism 64 which causes this movable member 29b to rotate is provided.

[0055] The white light illumination lenses 62 and fluorescent light illumination lenses 63 are formed by concave lenses, and the focal length of the concave lenses forming the fluorescent illumination lenses 63 is shorter than the focal length of the concave lenses

forming the white light illumination lenses 62; accordingly, [the lenses 63] have the function of emitting light with a greater spread.

[0056] As is shown in Figure 7 (A) and Figure 8, the pre-objective lens 32a is positioned in the center, and an image guide 33 is installed in the interior of this lens. Furthermore, the light guide 61 is installed in two places in the circumferential direction. Moreover, the white light illumination lenses 62 are installed in two places facing the tip end surfaces of the light guide 61 in the aforementioned two places in the movable member 29b.

[0057] Furthermore, when the movable member 29b is rotated by a specified angle in the clockwise direction indicated by the arrow in Figure 8 from the state shown in Figure 8, the exciting light illumination lenses 63 [Translator's note: these lenses 63 are variously referred to as "fluorescent light illumination lenses" and "exciting light illumination lenses" in the original.] are set in two locations facing the tip end surfaces of the aforementioned light guides 61 located in two locations.

[0058] Furthermore, a channel 65 is formed in this endoscope 2, and a circular-arc-form slot 66 is formed in the movable member 29b facing this channel 65. This slot 66 is arranged so that the tip end of the channel 65 opens into this slot 66 even when [the movable member 29b] is rotated by a specified angle from the state shown in Figure 8.

[0059] Furthermore, a pin 67 consisting of (for example) a permanent magnet is caused to protrude into a circular-arc-form groove part on the side of the tip end part main body 29a from the movable member 29b, and a coil 68 is disposed on the side of the tip end part main body 29a. The movable member 29b is caused to rotate along the circular-arc-form groove by altering the direction of a DC current that is caused to flow through the coil 68, so that the movable member 29b can be set in the state shown in Figure 8 or the state shown in Figure 9.

[0060] The coil 68 is connected via lead wires to a coil driving circuit (not shown in the figures), and this coil driving circuit is controlled by the timing controller 13. Specifically, in the case of ordinary observation, the apparatus is set in the state shown in Figure 7 (A) or the state shown in Figure 8, and in cases where fluorescent observation is selected, the apparatus is set in the state shown in Figure 9 by causing a DC current to flow in the opposite direction through the coil 68 via the driving circuit.

[0061] Furthermore, in the present working configuration, as is shown in Figure 7 (B), the light source device 69 to which the connector 18 of the light guide cable 17 through which the light guide of this endoscope is passed is connected is constructed from [i] a light source adapter 71, and [ii] a light source device 72 used for ordinary observation and a laser device 73 used as a source of exciting light, which are both connected to the light source adapter 71. Furthermore, the operating parts, etc., of the light guides 61 are formed into a single unit from two units, at least at points located further to the rear than the tip end portion of the insertion part.

[0062] The light source device 72 used for ordinary observation has a lamp 74 such as a xenon lamp, etc., and a lens 75 that focuses the white light of this lamp 74. The white light that passes through this lens 75 is reflected by a lens 76 and a movable mirror 77 that face the lens 75, and this reflected light enters the light entry end of the light guide 61 via a lens 78 positioned on the light path of the reflected light.

[0063] Furthermore, the laser light from the laser device 73 is transmitted via a laser light guide 79; this light further passes through a lens 80, and is caused to enter the light entry end of the light guide 61 via the lens 78, which faces the abovementioned lens 80.

[0064] As in the case of the first working configuration, the movable mirror 77 is controlled by a driver 28. Specifically, in the ordinary observation state, the apparatus is set in the state indicated by the solid line, while in cases where fluorescent observation is selected, the apparatus is rotated by the driver 28 and set in the position indicated by the dotted line, so that the light from the lamp 74 is blocked, and so that laser light is introduced into the light guide 61. In the present working configuration, fluorescent observation can be accomplished in more or less the same manner as in the first working configuration, without any need for operations such as bending, etc., that move the visual field, by setting the system in the fluorescent observation state for an arbitrary position that is the object of desired observation, while the system is operating in the visual field of ordinary observation. Furthermore, a stronger intensity distribution can be uniformly obtained, since irradiation with light is performed from two locations.

[0065] (Third Working Configuration) Figure 10 shows the essential parts in a third working configuration of the present invention. This third working configuration is devised as follows: specifically, in the abovementioned second working configuration, a zoom lens system 82 which also functions as the two light emission means is installed in front of the tip end surface of the light guide 61, and (for example) one of the lenses can be moved in the direction of its optical axis by a piezoelectric element 83.

[0066] Furthermore, the piezoelectric element 83 is driven by the timing controller 13 via a piezoelectric element driving circuit (not shown in the figures), so that the angle at which illuminating light is spread and emitted by the zoom lens system 82 can be altered.

[0067] Moreover, in cases where fluorescent observation is selected during ordinary observation, the lens is moved by the piezoelectric element 83 so that illuminating light is emitted with a greater spread. In this case, the spread angle of the light that is seen when laser light is emitted from the tip end surface of the light guide 61 is set at a greater angle than the spread angle of the light that is seen when white light from the lamp 74 is emitted from the tip end surface of the light guide 61.

[0068] If such a construction is used, then fluorescent observation can be achieved for most sites within the visual field without any need for operations such as bending, etc., by

setting the apparatus in the fluorescent observation state from the visual field of ordinary observation.

[0069] Furthermore, the lens state of the zoom lens system 82 can also be variably set in the fluorescent observation state. Moreover, in cases where the site that is to be observed by fluorescent observation is in the central area of the visual field, the illumination range can be constricted to the central area (including the abovementioned site). Furthermore, the system may also be arranged so that fluorescent observation is first performed over the entire area, after which the observation site is set in the central area in cases where it is desired to perform more detailed fluorescent observation, etc., and the illumination range is constricted to the central area including this observation site so that the amount of incident fluorescent light is increased, thus allowing a more accurate diagnosis.

[0070] In other words, a means which alters the illumination range of the exciting light in the case of fluorescent observation may be formed.

[0071] Figure 11 shows a modification. In this modification, a liquid crystal lens 85 is installed instead of a zoom lens system 82, and voltage from a battery 86 is applied via an analog switch 87. This analog switch 13 is controlled by the timing controller 13.

[0072] In this modification as well, the refractive index of the liquid crystal lens 85 is variably controlled so that the illuminating light is emitted with a greater spread when in cases where fluorescent observation is selected than in cases where ordinary observation is selected.

[0073] For example, in the ordinary observation state, no voltage is applied to the liquid crystal lens 85; in this state, the refractive index of the liquid crystal lens 85 is small, so that the spread angle of the emitted light is small. In the case of fluorescent observation, however, the analog switch 87 is switched on, so that a voltage from the battery 86 is applied to the liquid crystal lens 85, thus increasing the refractive index of the liquid crystal lens 85, so that the spread angle of the emitted light is increased.

[0074] (Fourth Working Configuration) Figure 12 illustrates the fluorescent observation device 1D of a fourth working configuration of the present invention. This fluorescent observation device 1D is devised as follows: for example, in the first working configuration, a channel 90 is formed in the endoscope 2, and an auxiliary exciting light photo-conductive probe 91 is passed through this channel 90. Exciting light is supplied to the base end, i. e., the light entry end, of this auxiliary exciting light photo-conductive probe 91 from a separate light source 92 used for excitation.

[0075] A bending part 93 is formed near the tip end of the abovementioned auxiliary exciting light photo-conductive probe 91, and a bending driving part 94 which electrically bends the abovementioned bending part 93 is installed at the base end of the auxiliary exciting light photo-conductive probe 91.

[0076] Furthermore, the fluorescent image processing device 8 is connected to a bending control part 96 via a computer 95. The computer 95 performs image processing on the fluorescent images, and when a site showing characteristics of a pathological change is detected, the computer 95 sends a control signal to the bending control part 96, and the bending driving part 94 is driven so that the bending direction and bending angle of the bending part 93 are controlled. As a result, exciting light from the excitation light source 92 is directed onto the site showing characteristics of a pathological change, so that a more accurate discrimination of the pathological change can be obtained.

[0077] Furthermore, no I.I. control means 12 such as that shown in Figure 1 is installed. The remaining constituent elements are the same as in the working configuration shown in Figure 1, and the remaining operations and effects of this working configuration are more or less the same as those of the first working configuration.

[0078] (Fifth Working Configuration) Next, a fifth working configuration of the present invention will be described with reference to Figures 13 and 14. Figure 13 shows a portion of the light source device in the vicinity of the tip end part 29 of the endoscope, and Figure 14 shows a front view of the tip end surface.

[0079] In the respective working configuration described above, when the illumination range is broadened in cases where the output of the light source used for excitation is small, the intensity of the exciting light per unit area is decreased, so that the S/N ratio of the fluorescent images obtained may drop. The present working configuration responds to this problem; in the endoscope of the present working configuration, two light guides 102 and 103 for exciting light are installed as separate parts in addition to a light guide 101 for white light.

[0080] Furthermore, at the tip end part 29, the tip end surfaces of the light guides 102 and 103 used for exciting light are installed (e. g.) above and below the image guide 33 and objective lens 32 installed near the center, so that light is emitted toward the observation site located in front via respectively opposite excitation light illumination lenses 104 and 105.

[0081] As is shown in Figure 14, a white light illumination lens 106 (which faces the tip end surface of the light guide 101 used for white light) and a channel 107 are installed on both sides of the objective lens 32.

[0082] Furthermore, the tip portions of the two light guides 102 and 103 used for exciting light which are passed through the light guide cable are separated from the connector of the light guide 101 used for white light, and are combined into an excitation light guide connector 111 which integrates the two light guides 102 and 103 used for exciting light that are passed through the light guide cable. Furthermore, this excitation light guide connector 111 is fastened to the tip end of a plunger 112, and can be freely moved upward and downward via this plunger 112 in accordance with control signals sent to the plunger driving circuit 113.

[0083] A laser light source part 115 which generates laser light that acts as exciting light, and a lens 116 which focuses this laser light, are attached to a frame 117 facing the excitation light guide connector 111, and the system is arranged so that the end surface of one light guide 102 used for exciting light is positioned on the optical axis when the plunger 112 is not driven. When the plunger 112 is driven in this state, the excitation light guide connector 111 is caused to move in the upward direction perpendicular to the optical axis, so that the end surface of the other light guide 103 used for exciting light is positioned on the optical axis.

[0084] Furthermore, the illumination range which is spread in the vertical direction by two exciting light illumination lenses 104 and 105 installed in positions separated from each other in the vertical direction is greater than the illumination range spread in the vertical direction by the white light illumination lens 106.

[0085] In the present working configuration, the technician performs fluorescent observations by operating the switch 114 so that exciting light is caused to enter one of the light guides 102 (or 103) used for exciting light. Then, if a protuberance, etc., is present at the observation site 106 even within the fluorescent observation range as shown in Figure 13, so that a shadow area 107 that cannot be reached by the exciting light, or in which the illumination intensity is lower than in other areas is present, is formed as a result of the abovementioned protuberance 106, it may become impossible to perform a diagnosis under fluorescent light; in such cases, however, the switch 114 is operated.

[0086] As a result of this operation, exciting light is caused to enter the other light guide 103 (or 102) used for exciting light, so that the aforementioned area 107 in which a shadow, etc., is formed can be irradiated by this exciting light. Accordingly, a diagnosis under fluorescent light can be performed.

[0087] In the present working configuration, furthermore, a mechanism which moved the excitation light guide connector 111 was described; however, it is clear that it would also be possible to use a construction in which the frame 7 on the light source side is moved; similar effects and merits can also be obtained in the case of such a construction.

[0088] Furthermore, in the respective embodiments described above, illumination with white light for the purpose of ordinary observation in the visible-light region was described; however, the present invention can also be used in the case of successive illumination of surfaces in which the desired site is instead successively illuminated with illuminating light in three wavelength regions such as red (R), green (G) and blue (B), etc. Furthermore, working configurations constructed from partial combinations of the respective working configurations described above, etc., are also included in the scope of the present invention.

[0089] [Appended [Claims]]

1. A fluorescent observation device which is characterized by the fact that in a fluorescent observation device for the endoscopic observation of fluorescence inside the living body, which has a light guide for white light that transmits white light, and a light guide for exciting light that transmits exciting light, an exciting light illumination means is provided which causes the aforementioned exciting light to diffuse to a greater extent than the aforementioned white light.

[0090] 2. A fluorescent observation device which is characterized by the fact that in a fluorescent observation device for the endoscopic observation of fluorescence inside the living body, [a] said device is equipped with [i] a light guide used for white light which transmits white light via an endoscope, [ii] a light guide used for exciting light which transmits exciting light via the aforementioned endoscope, [iii] a white light illumination means which spreads and directs the white light emitted from the aforementioned light guide used for white light to sites within the body, and [iv] an exciting light illumination means which spreads and directs the exciting light emitted from the aforementioned light guide used for exciting light to sites within the body, and [b] the aforementioned exciting light illumination means has the effect of spreading the light to a broader angle than the aforementioned white light illumination means.

[0091] 3. A fluorescent observation device which is characterized by the fact that in a fluorescent observation device for the endoscopic observation of fluorescence inside the living body, said device is equipped with [a] a light source which provides illumination by switching between white light and exciting light, [b] a light guide which transmits light from the aforementioned light source, [c] a white light illumination lens and an exciting light illumination lens which are installed at the tip end of the endoscope, and [d] a means which selectively synchronizes the white light and exciting light from the aforementioned light source, and varies the angle of illumination.

[0092] 4. A fluorescent observation device which is characterized by the fact that in a fluorescent observation device for the endoscopic observation of fluorescence inside the living body, said device is equipped with [a] a first exciting light source which is connected to a light guide installed inside the aforementioned endoscope, [b] an optical probe which can be inserted into the channel of the aforementioned endoscope, and which has a bending mechanism at its tip end, [c] a second exciting light source which is connected to the aforementioned optical probe, [d] a fluorescent image processing device which produces fluorescent images, and [e] a control part which processes the aforementioned fluorescent images, and which controls the bending of the aforementioned optical probe.

[0093] 5. A fluorescent observation device which is characterized by the fact that in a fluorescent observation device for the endoscopic observation of fluorescence inside the

living body, said device is equipped with [a] a plurality of light guides which are installed inside the aforementioned endoscope, [b] an exciting light source, and [c] a means of selectively conducting light from the aforementioned exciting light source into the aforementioned plurality of light guides.

[0094] 6. In Appended Claim 2, the aforementioned light guide used for exciting light is installed in the central portion of the aforementioned light guide used for white light.

7. In Appended Claim 6, the aforementioned exciting light illumination means is formed in the central portion of an illumination lens shared with the aforementioned white light illumination means, and the curvature of this central portion is greater than that of the peripheral portions of the lens.

8. In Appended Claim 1, a diffusing member which diffuses light is installed in the tip end portion of the aforementioned light guide used for exciting light.

[0095] 9. In Appended Claim 8, the aforementioned diffusing member is a lens, diffuser lens or hollow column lens.

10. In Appended Claim 3, the means that varies the illumination angle is formed by the selection of two lenses with different illumination angles.

11. In Appended Claim 3, the means that varies the illumination angle is formed by a zoom mechanism.

12. In Appended Claim 11, the zoom mechanism is a lens or liquid-crystal lens.

[0096]

[Merits of the Invention] In the present invention, as was described above, an exciting light illumination means which causes the exciting light to diffuse to a greater extent than the white light is installed in a fluorescent observation device for the endoscopic observation of fluorescence inside the living body, which has a light guide for white light that transmits white light, and a light guide for exciting light that transmits exciting light. Accordingly, exciting light can be directed onto most regions illuminated by the white light, so that fluorescent observation of most sites can be accomplished without any need for movement of the visual field such as bending operations, etc.

[Brief Description of the Drawings]

[Figure 1] Figure 1 is a structural diagram which shows the overall fluorescent observation device in a first working configuration of the present invention.

[Figure 2] Figure 2 shows the optical system parts that provide illumination by white light and exciting light.

[Figure 3] Figure 3 is a sectional view along line A-A' in Figure 2.

[Figure 4] Figure 4 is a diagram which shows the optical system parts that provide illumination by white light and exciting light from the tip ends of the light guides in a first modification of the first working configuration.

[Figure 5] Figure 5 is a diagram which shows the optical system parts that provide illumination by white light and exciting light from the tip ends of the light guides in a second modification of the first working configuration.

[Figure 6] Figure 6 is a diagram which shows the optical system parts that provide illumination by white light and exciting light from the tip ends of the light guides in a third modification of the first working configuration.

[Figure 7] Figure 7 is a diagram which shows the construction of the tip end portion of the endoscope and the light source device in a second working configuration of the present invention.

[Figure 8] Figure 8 is a front view of Figure 7 (A).

[Figure 9] Figure 9 is a front view showing a case in which the movable part in Figure 8 has been rotated.

[Figure 10] Figure 10 is a diagram which shows the optical system parts that provide illumination by white light and exciting light from the tip ends of the light guides in a third working configuration of the present invention.

[Figure 11] Figure 11 is a diagram which shows the optical system parts that provide illumination by white light and exciting light from the tip ends of the light guides in a modification of the third working configuration.

[Figure 12] Figure 12 is a structural diagram which shows the overall fluorescent observation device in a fourth working configuration of the present invention.

[Figure 13] Figure 13 is a diagram which shows the essential parts of the illumination system in a fifth working configuration of the present invention.

[Figure 14] Figure 14 is a front view of the tip end part in Figure 13.

[Explanation of Symbols]

- 1 Fluorescent observation device
- 2 Endoscope
- 3 Light source device

- 4 Image pickup adapter
- 5 Camera used for ordinary observation
- 6 Camera used for fluorescent observation
- 7 CCU
- 8 Fluorescent image processing device
- 9 Image display control device
- 10 Monitor
- 11 Foot switch
- 13 Timing controller
- 21 Light guide used for white light
- 21b, 22b Concave portions
- 22 Light guide used for exciting light
- 24 Xenon lamp
- 25 Laser
- 31 Illumination lens
- 32 Objective lens
- 33 Image guide
- 40, 47 CCDs
- 44 Rotating filter
- 46 I.I.

[Figure 3]

[Figure 8]

[Figure 9]

[Figure 14]

[Figure 1]

[Key: 8 Fluorescent image processing device,
9 Image display control device, 10 Monitor,
11 Foot switch, 12 I.I. control means,
13 Timing controller, 24 Xe lamp, 25 Laser,
28 Driver.]

[Figure 2]

[Key: 21b (Curvature radius R2),
22b (Curvature radius R1),
24 Xenon lamp, 25 Laser.]

[Figure 4]

[Figure 5]

[Figure 6]

[Figure 10]

[Figure 11]

[Key: 83 Piezoelectric element.]

[Figure 7]

Fig. 12

[Key: 28 Driver,
73 Laser device, 74 Lamp.]

[Key: 8 Fluorescent image processing
device, 9 Image display control device, 10 Monitor,
11 Foot switch, 13 Timing controller, 24 Xe lamp,

25 Laser, 28 Driver, 92 Exciting light source, 95
Computer, 96 Bending control part.]

[Figure 13]

[Key: 112 Plunger, 113 Plunger drive, 114 Switch.]

Continued from front page.

(72) Inventor: Masaya Yoshihara
c/o Olympus Kogaku Kogyo K.K.
2-43-2 Hatagaya, Shibuya-ku, Tokyo

(72) Inventor: Shigeru Takehata
c/o Olympus Kogaku Kogyo K.K.
2-43-2 Hatagaya, Shibuya-ku, Tokyo

(72) Inventor: Hitoshi Ueno

c/o Olympus Kogaku Kogyo K.K.
2-43-2 Hatagaya, Shibuya-ku, Tokyo

(72) Inventor: Takashi Yokoda
c/o Olympus Kogaku Kogyo K.K.
2-43-2 Hatagaya, Shibuya-ku, Tokyo

(72) Inventor: Nobuya Matsumoto
c/o Olympus Kogaku Kogyo K.K.
2-43-2 Hatagaya, Shibuya-ku, Tokyo

(72) Inventor: Yoshiharu Takasugi
c/o Olympus Kogaku Kogyo K.K.
2-43-2 Hatagaya, Shibuya-ku, Tokyo

(72) Inventor: Seiji Iwazaki
c/o Olympus Kogaku Kogyo K.K.
2-43-2 Hatagaya, Shibuya-ku, Tokyo

(72) Inventor: Yoshito Magai
c/o Olympus Kogaku Kogyo K.K.
2-43-2 Hatagaya, Shibuya-ku, Tokyo

MACHINE-ASSISTED TRANSLATION (MAT):

(19)【発行国】 日本国特許庁 (J P)	(19)[ISSUING COUNTRY] Japanese Patent Office (JP)
(12)【公報種別】 公開特許公報 (A)	(12)[PUBLICATION TYPE] Laid-open (kokai) patent application number (A)
(11)【公開番号】 特開平 1 0 - 2 2 5 4 2 6	(11)[UNEXAMINED PATENT NUMBER] Unexamined Japanese patent No. 10-225426
(43)【公開日】 平成 1 0 年 (1 9 9 8) 8 月 2 5 日	(43)[DATE OF FIRST PUBLICATION] August 25th, Heisei 10 (1998)
(54)【発明の名称】 蛍光観察装置	(54)[TITLE] Fluorescent observation apparatus
(51)【国際特許分類第 6 版】 A61B 1/00 300	(51)[IPC] A61B 1/00 300
【 F I 】 A61B 1/00 300 D	[FI] A61B 1/00 300 D
【審査請求】 未請求	[EXAMINATION REQUEST] UNREQUESTED
【請求項の数】 1	[NUMBER OF CLAIMS] 1
【出願形態】 O L	[Application form] O L
【全頁数】 1 0	[NUMBER OF PAGES] 10
(21)【出願番号】 特願平 9 - 3 2 3 2 3	(21)[APPLICATION NUMBER] Japanese Patent Application No. 9-32323

(22)【出願日】

平成9年(1997)2月17日

(22)[DATE OF FILING]

February 17th, Heisei 9 (1997)

(71)【出願人】

(71)[PATENTEE/ASSIGNEE]

【識別番号】

000000376

[PATENTEE/ASSIGNEE CODE]

000000376

【氏名又は名称】

オリンパス光学工業株式会社

Olympus Optical Co., Ltd. K.K.

【住所又は居所】

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

[ADDRESS]

Tokyo, Shibuya-ku Hatagaya 2-43-2

(72)【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 金子 守

KANEKO, Mamoru

【住所又は居所】

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
オリンパス光学工業株式会社内

[ADDRESS]

Tokyo, Shibuya-ku Hatagaya 2-43-2 Olympus Optical K.K.

(72)【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 平尾 勇実

HIRAO, Isami

【住所又は居所】

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
オリンパス光学工業株式会社内

[ADDRESS]

Tokyo, Shibuya-ku Hatagaya 2-43-2 Olympus Optical K.K.

式会社内

(72)【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 飯田 雅彦

IIDA, Masahiko

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス光学工業株式会社内
Tokyo, Shibuya-ku Hatagaya 2-43-2 Olympus Optical K.K.

(72)【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 吉原 雅也

YOSHIWARA, Masaya

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス光学工業株式会社内
Tokyo, Shibuya-ku Hatagaya 2-43-2 Olympus Optical K.K.

(72)【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 竹端 栄

TAKEBATA, Sakae

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス光学工業株式会社内
Tokyo, Shibuya-ku Hatagaya 2-43-2 Olympus Optical K.K.

(72)【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 上野 仁士

UENO, Hiroshi

【住所又は居所】 [ADDRESS]
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 Tokyo, Shibuya-ku Hatagaya 2-43-2
番 2 号 オリンパス光学工業株 Olympus Optical K.K.
式会社内

(72) 【発明者】 (72)[INVENTOR]

【氏名】 横田 朗 YOKOTA, Akira

【住所又は居所】 [ADDRESS]
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 Tokyo, Shibuya-ku Hatagaya 2-43-2
番 2 号 オリンパス光学工業株 Olympus Optical K.K.
式会社内

(72) 【発明者】 (72)[INVENTOR]

【氏名】 松本 伸也 MATSUMOTO, Nobuya

【住所又は居所】 [ADDRESS]
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 Tokyo, Shibuya-ku Hatagaya 2-43-2
番 2 号 オリンパス光学工業株 Olympus Optical K.K.
式会社内

(72) 【発明者】 (72)[INVENTOR]

【氏名】 高杉 芳治 TAKASUGI, Yoshiharu

【住所又は居所】 [ADDRESS]
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 Tokyo, Shibuya-ku Hatagaya 2-43-2
番 2 号 オリンパス光学工業株 Olympus Optical K.K.
式会社内

(72)【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 岩▲崎▼ 誠二

IWASAKI, Seiji

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3
番 2 号 オリンパス光学工業株
式会社内Tokyo, Shibuya-ku Hatagaya 2-43-2
Olympus Optical K.K.

(72)【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 真貝 成人

SHINKAI, Naruhito

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3
番 2 号 オリンパス光学工業株
式会社内Tokyo, Shibuya-ku Hatagaya 2-43-2
Olympus Optical K.K.

(74)【代理人】

(74)[PATENT ATTORNEY]

【弁理士】

【氏名又は名称】 伊藤 進

ITOH, Susumu

(57)【要約】

(57)[SUMMARY]

【課題】

[SUBJECT]

より簡単に蛍光観察を行うこと
ができる蛍光観察装置の提供。An offer of the fluorescent observation
apparatus which can perform a fluorescent
observation more nearly simply.

【解決手段】

蛍光観察装置 1 は光源装置 3 として通常観察用キセノンランプ 24 と蛍光観察のための励起光発生用のレーザ 25 を有し、それぞれ内視鏡 2 に設けた白色光用及び励起光用ライトガイド 21、22 を介し、その先端面から照明レンズ 31 を介して観察部位側に出射する。照明レンズ 31 は励起光用ライトガイド 21 の先端面に対向する部分は白色光用ライトガイド 21 の先端面に対向する凹面の部分よりも曲率が大きく白色光よりも広く拡開して出射し、通常観察の状態で湾曲操作等の視野を変更する操作を必要とすることなく、蛍光観察状態に切り換えることにより通常観察の視野内の殆ど任意の部分に対して蛍光観察できる構成にした。

[SOLUTION]

The fluorescent observation apparatus 1 has the usual xenon lamp for an observation 24, and the laser 25 for the excitation-light generating for a fluorescent observation as a light source device 3.

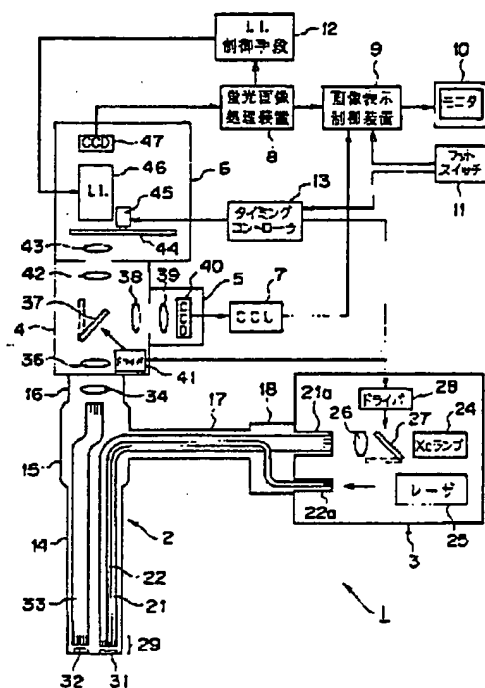
It radiates from that end surface to an observation part side via the illumination lens 31 via the object for white light and the light guides for the excitation light 21 and 22 which were respectively provided in the endoscope 2.

The part opposing to the end surface of the light guide for excitation light 21 has a curvature larger than the part of the concave surface opposing to the end surface of the light guide for white light 21, and the illumination lens 31 is expanded more widely than white light, and is radiated.

Operation of changing visual fields, such as curvature operation, in the state of a usual observation is not needed.

It made to the fluorescent component which can be observed, to the almost arbitrary parts within the visual field of a usual observation by switching to fluorescent observation condition.

12 I.I. Control Means	9 Image Display Control
8 Fluorescent Image Processor	10 Monitor
13 Timing Controller	11 Foot Switch
41 Driver	28 Driver
	24 Xenon Lamp
	25 Laser



【特許請求の範囲】

[CLAIMS]

【請求項 1】

白色光を伝送する白色光用ライトガイドと、
 励起光を伝送する励起光用ライトガイドと、
 を有し、経内視鏡的に生体内の蛍光を観察する蛍光観察装置において、
 前記励起光を前記白色光よりも拡散して照射する励起光照射手段を設けたことを特徴とする蛍光観察装置。

[CLAIM 1]

The light guide for white light which transmits white light, the light guide for excitation light which transmits excitation light, it has these.

In the fluorescent observation apparatus which observes a fluorescence in the living body perendoscopically, excitation-light irradiation means to diffuse and irradiate above-mentioned excitation light from above-mentioned white light was provided.

Fluorescent observation apparatus characterised by the above-mentioned.

【発明の詳細な説明】

[DETAILED DESCRIPTION OF INVENTION]

【 0 0 0 1 】

[0001]

【産業上の利用分野】

本発明は、被検部位を照射する通常観察用光源装置及び蛍光観察用光源装置と通常観察用撮像装置及び蛍光観察用撮像装置とを付け換えることなく、通常内視鏡画像と蛍光内視鏡画像とを得る蛍光観察装置に関する。

[INDUSTRIAL APPLICATION]

This invention relates to the fluorescent observation apparatus which obtains a usual endoscope image and a fluorescent endoscope image, without changing the usual light source device for an observation which irradiates a tested part and the fluorescent light source device for an observation, the usual image-pick-up apparatus for an observation, and the fluorescent image-pick-up apparatus for an observation.

【 0 0 0 2 】

[0002]

【従来の技術】

近年、生体からの自家蛍光や生体へ注入した薬物の蛍光を2次元画像として検出し、その蛍光像から生体組織の変性や癌等の疾患状態（例えば、疾患の種類や浸潤範囲）を診断する技術が米国特許4556057号や5042494号に示されている。

[PRIOR ART]

In recent years, it is detected, doing the fluorescence of the medicine injected from the organism to a home fluorescence and the organism as a two-dimensional image.

The technology that illness condition (for example, the variety and permeation range of the illness), such as the denaturation of an organism tissue and cancer, is diagnosed from that fluorescent image is shown in the U.S. patent number of No. 4556057, and No. 5042494.

【 0 0 0 3 】

[0003]

生体組織に光を照射するとその励起光より長い波長の蛍光が発生する。生体内の蛍光物質としては、例えばコラーゲンのNA

If a light is irradiated to an organism tissue, the fluorescence of a wavelength longer than those excitation light will occur.

It does as a fluorescent material in the living

DH (ニコチンアミドアデニンヌクレオチド) や FMN (フラビンモノヌクレオチド), ピリジンヌクレオチド等があり、最近では、これらの生体内因物質と疾患との相互関係が明確になりつつある。

body, for example, there are NADH (nicotinamide adenine nucleotide) of a collagen, FMN (flavin mononucleotide), pyridine nucleotide, etc.

Recently, the interactive relationship of these causative substances in the living body and illness is becoming clear.

【0004】

また、HpD (ヘマトポルフィリン), Photofrin, ALA (δ -amino levulinic acid) などの蛍光剤は、癌への集積性があり、これら蛍光剤を生体内に注入することによって、蛍光観察を行うことによって疾患部位を診断することができる。

[0004]

Moreover, fluorescence agents, such as HpD (hematoporphyrin), Photofrin, and ALA (delta (-amino levulinic acid), have the accumulable property to cancer.

By injecting these fluorescence agent in the living body, an illness part can be diagnosed by performing a fluorescent observation.

【0005】

このような場合、蛍光観察と共に、白色光を利用した通常観察による診断も併用できるようにされている。この従来例として例えば特開平7-222712号公報がある。

[0005]

In such a case, it enables it to also use together the diagnosis by usual observation which utilised white light with the fluorescent observation. As this prior art example, for example, there is unexamined-Japanese-patent-No. 7-222712 gazette.

【0006】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、従来例では蛍光観察を行うための光源としてレーザを使用しており、レーザ特有の狭い照射角のため、つまり

[0006]

[PROBLEM ADDRESSED]

However, in the prior art example, the laser is used as a light source for performing a fluorescent observation.

For the reason of a narrow irradiation angle peculiar to a laser (i.e., small NA), it has

は小さなNAのため、照明手段よりも狭い一部の範囲のみに照射している。 irradiated only in the partial range narrower than illumination means.

【0007】

このため、白色光の照明手段で照明した視野内の狭い一部の範囲に対してしか蛍光観察ができないという欠点があった。

[0007]

For this reason, there was a disadvantage that a fluorescent observation could not be performed except only to the narrow partial range within the visual field illuminated with illumination means of white light.

【0008】

そこで、通常観察視野内に存在して観察できる部位でもその蛍光観察を行うためには湾曲部を湾曲させたり、先端部を移動したりして励起光の照射範囲に設定するなどの操作が必要になり、蛍光観察に時間がかかり、より簡単に蛍光観察することができる装置が望まれる状況にあった。

[0008]

Consequently, a curved part is curved in order for the part which it exists in a usual observation visual field, and can be observed to also perform that fluorescent observation.

Moreover, a point is moved and operation of setting as the irradiation range of excitation light is needed. A fluorescent observation takes time. The situation that the fluorescent apparatus which can be observed was desired more nearly simply was suited.

【0009】

(発明の目的) 本発明は上記事情に鑑みてなされたもので、より簡単に蛍光観察を行うことができる蛍光観察装置を提供することを目的とする。

[0009]

(The objective of invention)

This invention was formed in consideration of the above-mentioned situation, and aims at offering the fluorescent observation apparatus which can perform a fluorescent observation more nearly simply.

【0010】

[0010]

【課題を解決するための手段】
白色光を伝送する白色光用ライ

[SOLUTION OF THE INVENTION]

The light guide for white light which transmits

トガイドと、励起光を伝送する励起光用ライトガイドと、を有し、経内視鏡的に生体内の蛍光を観察する蛍光観察装置において、前記励起光を前記白色光よりも拡散して照射する励起光照射手段を設けることにより、湾曲操作等の視野の移動をあまり行わなくても通常観察の視野の大部分の部位に対する蛍光観察が可能になる。

white light, and the light guide for excitation light which transmits excitation light, it has these.

In the fluorescent observation apparatus which observes a fluorescence in the living body perendoscopically, by providing excitation-light irradiation means to diffuse and irradiate above-mentioned excitation light from above-mentioned white light, even when it seldom moves visual fields, such as curvature operation, the fluorescent observation to the part of most visual fields of a usual observation can be performed.

【0011】

[0011]

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。図1ないし図6は本発明の第1の実施の形態に係り、図1は本発明の第1の実施の形態の蛍光観察装置の全体構成を示し、図2は白色光用ライトガイド及び励起光用ライトガイドによる光伝送手段及びその出射側の照明レンズの構成を示し、図3は図2のA-A'断面を示し、図4ないし図6は照明レンズの変形例を示す。

【Embodiment】

Hereafter, the embodiment of this invention is explained with reference to a drawing.

Figs. 1 to 6 relate to the 1st embodiment of this invention.

Fig. 1 shows the entire component of the fluorescent observation apparatus of the 1st embodiment of this invention.

Fig. 2 shows the component of light-transmitting means by the light guide for white light, and the light guide for excitation light, and the illumination lens at the side of that radiation.

Fig. 3 shows the A-A' cross section of Fig. 2.

Fig. 4 or 6 shows the modification of an illumination lens.

【0012】

図1に示すように本発明の第1の実施の形態の蛍光観察装置1は生体内に挿入される光学式内

[0012]

It is with the optical endoscope (below endoscope description) 2 by which the fluorescent observation apparatus 1 of the 1st

視鏡（以下内視鏡と記載）２と、この内視鏡２に照明光を供給する光源装置３と、内視鏡２に撮像アダプタ４を介して装着される通常ＴＶカメラ５及び蛍光撮像カメラ６と、通常ＴＶカメラ５により撮像された通常観察撮像信号を信号処理して通常画像を生成する処理を行うカメラコントロールユニット（ＣＣＵと略記）７と、蛍光撮像カメラ６により撮像された蛍光撮像信号を信号処理して蛍光画像を生成する処理を行う蛍光画像処理装置８と、ＣＣＵ７及び蛍光画像処理装置８からの画像信号が入力され、画像表示を制御する画像表示制御装置９と、この画像表示制御装置９により通常画像と蛍光画像とが表示されるモニタ１０と、通常観察と蛍光観察との切替及び画像表示制御装置９の切替の操作を行うフットスイッチ１１と、蛍光画像処理装置８からの出力信号により蛍光撮像カメラ６内のイメージンテンシファイヤ（Ｉ．Ｉ．で略記）１２の光増幅のゲインを制御するＩ．Ｉ．制御手段１２と、タイミング制御を行うタイミングコントローラ１３とを有する。

【００１３】

内視鏡２は細長の挿入部１４とその後端の操作部１５とその後

embodiment of this invention is inserted in the living body as shown in Fig. 1. The light source device 3 which supplies an illumination light to this endoscope 2, the usual TV camera 5 mounted on an endoscope 2 via the image-pick-up adapter 4, and the fluorescent image-pick-up camera 6, the camera control unit 7 which performs the signal processing of the usual observation image-pick-up signal picked up with the usual TV camera 5, and generates a usual image and which processes (CCU and abbreviation), the fluorescent image processor 8 which performs the signal processing of the fluorescent image-pick-up signal picked up with the fluorescent image-pick-up camera 6, and generates a fluorescent image and which processes, the image display control 9 which the image signal from CCU 7 and the fluorescent image processor 8 is input, and controls an image display, the monitor 10 by which a usual image and a usual fluorescent image are displayed with this image display control 9, the foot switch 11 which operates the switching of a usual observation and a usual fluorescent observation, and the switching of the image display control 9, I.I. control means 12 to control the gain of the optical amplification of the image intensifier 12 in the fluorescent image image-pick-up camera 6 (it to abbreviate by I.I.) by the output signal from the fluorescent image processor 8, the timing controller 13 which performs timing control, It has these.

[0013]

An endoscope 2 has the long and slender insertion part 14, the operating part 15 of that

端の接眼部 16 と、操作部 15 から延出されたライトガイドケーブル 17 とを有し、ライトガイドケーブル 17 の端部にはコネクタ 18 が設けられており、光源装置 3 に着脱自在で接続することができる。

【0014】

この挿入部 14、操作部 15、ライトガイドケーブル 17 内には白色光と励起光をそれぞれ伝送する白色光用ライトガイド 21 及び励起光用ライトガイド 22 とが励起光用ライトガイド 22 が中心部側となるようにして挿通されている。

【0015】

より具体的には、図 3 に示すように励起光用ライトガイド 22 の周囲に白色光用ライトガイド 21 が同心状に配置した状態で挿通され、コネクタ 18 内で分離されてそれぞれ光入射端 21a、22a になっている。

【0016】

光源装置 3 内には、通常観察用照明光源としての例えば、光束の広がり (NA) が大きいキセノンランプ 24 と、蛍光観察用に励起光を発生する励起光発生光源としての例えば、NA が小さい He-Cd レーザ光を発生するレーザ 25 とが備えられてい

rear end, the eye-piece part 16 of that rear end, and the light-guide cable 17 extended from the operating part 15.

The connector 18 is provided in the edge part of the light-guide cable 17.

It is connectable with a light source device 3 by being detachable.

[0014]

This insertion part 14, the operating part 15, the light guide for white light 21 which respectively transmits white light and excitation light in the light-guide cable 17, and the light guide for excitation light 22 are passed through as the light guide for excitation light 22 becomes a central-part side.

[0015]

As shown in Fig. 3, after the light guide for white light 21 has more specifically arranged on the perimeter of the light guide for excitation light 22 concentrically, it passes through.

It separates within a connector 18 and the light-incidence ends 21a and 22a are respectively become.

[0016]

In the light source device 3, the laser 25 with which the breadth (NA) as a usual illumination light source for an observation (for example, beam) considers as the large xenon lamp 24 and the excitation-light generating light source which generates excitation light in a fluorescent observation, for example, NA generates a small He-Cd laser light is provided.

る。なお、キセノンランプ 24 の代わりにハロゲンランプを用いても良い。

In addition, a halogen lamp may be used instead of a xenon lamp 24.

【0017】

そして、キセノンランプ 24 の光は集光レンズ 26 を介して白色光用ライトガイド 21 の光入射端 21a に供給される。また、レーザ 25 の He-Cd レーザ光は直接励起光用ライトガイド 22 の光入射端 22a に供給される。

[0017]

And, the light of a xenon lamp 24 is supplied to light-incidence end 21a of the light guide for white light 21 via a condenser lens 26.

Moreover, the He-Cd laser light of a laser 25 is directly supplied to light-incidence end 22a of the light guide for excitation light 22.

【0018】

本実施の形態では白色光用ライトガイド 21 は多成分系ガラスのファイバで形成したライトガイドが採用され、励起光用ライトガイド 22 は低 NA で高透過率の石英ガラスのファイバで形成したライトガイドが採用されている。なお、キセノンランプ 24 とレンズ 26 との間の光路中には遮光板 27 が待避可能に配置され、ドライバ 28 により駆動される。

[0018]

In this embodiment, the light guide which formed the light guide for white light 21 with fibre of multi-component system glass is adopted.

The light guide which formed the light guide for excitation light 22 with fibre of the quartz glass of a high transmittance in a low NA is adopted. In addition, in the optical path between a xenon lamp 24 and the lens 26, the shading board 27 is arranged shuntably. It drives by the driver 28.

【0019】

このドライバ 28 はタイミングコントローラ 13 からの制御信号により駆動が制御される。つまり、通常観察の場合には、遮光板 27 は点線で示すように退避した状態に設定され、蛍光観察の場合には、タイミングコン

[0019]

As for this driver 28, the driving is controlled by the control signal from the timing controller 13.

In other words, it is set as the condition of in the case of the usual observation having retreated as a dotted line showed the shading board 27.

In the case of a fluorescent observation, the timing controller 13 sends a control signal at a

トローラ 13 は制御信号をドライバ 28.

により遮光板 27 は実線で示すようにキセノンランプ 24 の光を遮光する状態に設定される。

It is set as the condition that the shading board 27 shades the light of a xenon lamp 24 by the driver 28 as a continuous line shows.

【0020】

そして、白色光用ライトガイド 21 及び励起光用ライトガイド 22 により伝送された光は挿入部 14 の先端部 29 の照明窓に固定された先端面からさらに照明レンズ 31 を経て拡開して体腔内の臓器表面等の被写体側に照射される。

[0020]

And, the light transmitted by the light guide for white light 21 and the light guide for excitation light 22 is expanded through the illumination lens 31 furthermore the end surface from fixed by the illumination window of the point 29 of an insertion part 14, and is irradiated by the photographed objects side, such as the organ surface in the body cavities.

【0021】

この照明窓に隣接して観察窓が設けてあり、この観察窓には対物レンズ 32 が取り付けられてあり、照明された被写体からの反射光或いは励起光により励起されて放射される蛍光は対物レンズ 32 によりその結像位置に像を結ぶ。

[0021]

It is adjacent to this illumination window, and the observation port is provided.

The objective lens 32 is attached in this observation port.

The fluorescence which is excited by illuminated the reflected light or the excitation light from a photographed object, and is radiated is an image the bind to that image-formation position by the objective lens 32.

【0022】

この結像位置にはイメージガイド 33 の先端面が配置され、挿入部 14 内等を挿通されたこのイメージガイド 33 によりその後端面に伝送する。この後端面に対向して接眼部 16 に取り付けられた接眼レンズ 34 を介して、通常観察像に対しては肉眼

[0022]

The end surface of the image guide 33 is arranged on this image-formation position.

The inside of an insertion part 14 etc. is transmitted to that rear-end surface by this image guide 33 passed through.

To a usual observation image, an enlargement observation can be performed via the eyepiece 34 which opposes this rear-end

で拡大観察することができる。 surface and was attached in the eye-piece part 16, with the naked eye.

【0023】

この接眼部 16 に撮像アダプタ 4 が装着された場合には、この撮像アダプタ 4 内には接眼レンズ 34 に対向してレンズ 36 が配置され、この後方に可動ミラー 37 が配置され、この可動ミラー 37 で反射された光路側にレンズ 38 が配置され、さらにこのレンズ 38 に対向し、通常 TV カメラ 5 の結像レンズ 39 を介して CCD 40 に像を結ぶ。CCD 40 により光電変換された信号は CCU 7 に入力され、映像信号に変換された後、画像表示制御回路 9 を介してモニタ 10 に表示される。

[0023]

When the image-pick-up adapter 4 is mounted on this eye-piece part 16, an eyepiece 34 is opposed in this image-pick-up adapter 4, and a lens 36 is arranged.

The movable mirror 37 is arranged on this rear. A lens 38 is arranged on the optical-path side reflected by this movable mirror 37.

Furthermore this lens 38 is opposed each other.

The image-formation lens 39 of the usual TV camera 5, and it is an image the bind to CCD 40. The signal by which the photoelectric conversion was performed as for CCD 40 is input into CO. After converting into a video signal, a monitor 10 displays via the image display control circuit 9.

【0024】

なお、可動ミラー 37 はドライバ 41 により駆動される。このドライバ 41 はタイミングコントローラ 13 により制御される。つまり、通常観察の場合には、可動ミラー 37 は実線で示す状態に設定され、蛍光観察の場合には、タイミングコントローラ 13 は制御信号をドライバ 28 に送り、ドライバ 28 により可動ミラー 37 は点線で示すように退避した状態に設定される。

[0024]

In addition, the movable mirror 37 is driven by the driver 41.

This driver 41 is controlled by the timing controller 13.

In other words, in the case of a usual observation, the movable mirror 37 is set as the condition which shows as a continuous line.

In the case of a fluorescent observation, the timing controller 13 sends a control signal at a driver 28.

It is set as the condition of having retreated as a dotted line showed the movable mirror 37 by the driver 28.

【0025】

また、レンズ36に対向してレンズ42が配置され、このレンズ42に対向して蛍光撮像カメラ6内の結像レンズ43が配置され、このレンズ43に対向して回転フィルタ44が配置されている。

[0025]

Moreover, a lens 36 is opposed and a lens 42 is arranged.

This lens 42 is opposed and the image-formation lens 43 in the fluorescent image-pick-up camera 6 is arranged.

This lens 43 is opposed and the rotation filter 44 is arranged.

【0026】

この回転フィルタ44はモータ45により回転駆動される。回転フィルタ44には2つの開口が設けてあり、それぞれ異なるフィルタが取り付けられている。これらのフィルタを通した光はI. I. 46に入射され、増幅された後、CCD47に像を結ぶ。

[0026]

The rotation drive of this rotation filter 44 is performed by the motor 45.

2 apertures are provided in the rotation filter 44. The filter which is respectively different is attached.

Incidence of the light which passed through these filters are performed to I.I. 46.

It is an image the bind to CCD 47 after amplifying.

【0027】

このCCD47により光電変換された信号は蛍光画像処理装置8に入力され、映像信号に変換された後、画像表示制御回路9を介してモニタ10に表示される。

[0027]

The signal by which the photoelectric conversion was performed as for this CCD 47 is input into the fluorescent image processor 8. After converting into a video signal, a monitor 10 displays via the image display control circuit 9.

【0028】

蛍光観察用カメラ6に配設される回転フィルタ44には、480～520nm帯域用の第1のフィルタと630nm以上の帯域用の第2フィルタとが配設されている。

[0028]

The 1st filter for 480-520 nm bands and the 2nd filter for bands 630 nm or more are arranged to the rotation filter 44 arranged to the fluorescent camera for an observation 6.

【0029】

このことにより、光源装置3からHe-Cdレーザ光の紫色光442nmを励起光用ライトガイド22に導光し生体を照射して蛍光画像を観察する場合、組織からは前記He-Cdレーザ光による紫色光442nmより長い波長の自家蛍光が発生するので、この蛍光を蛍光観察用カメラ6に配設されている回転フィルタ44の第1のフィルタと第2のフィルタとで順次撮像して蛍光内視鏡画像を得るようにしている。

【0030】

なお、図示しないが、前記紫色光の励起光で得られる可視領域の蛍光強度は、正常部位では強く、癌などの病変部では弱くなり、特に、480～520nm帯域では蛍光強度がかなり強くなることが知られている。一方、第2フィルタを通した波長帯域では正常部位と病変部とで殆ど依存性を示さない蛍光強度となりこの蛍光強度との比率を比べることにより、正常部或いは病変部であるかの区別がし易いようにしている。

【0031】

また、蛍光観察用カメラ6に配

[0029]

When the light-guide of the 442 nm of the purple lights of a He-Cd laser light is performed to the light guide for excitation light 22 from a light source device 3, the organism is irradiated and it observes a fluorescent image by this, from a tissue, the home fluorescence of a wavelength longer than 442 nm of the purple lights by the above-mentioned He-Cd laser light occurs. Therefore, this fluorescence is sequentially picked up with the 1st filter and the 2nd filter of the rotation filter 44 which are arranged to the fluorescent camera for an observation 6, and it is made to obtain a fluorescent endoscope image.

[0030]

In addition, although not illustrated, the fluorescence intensity of the visualisation area obtained by the excitation light of an above-mentioned purple light is strong by the normal part. In diseased parts, such as cancer, it becomes weak. Especially, it is known in 480-520 nm band that a fluorescence intensity will become quite strong.

On the one side, it is easy to be made to perform a distinction of whether they are a normal part or a disease part by a normal part and a disease part making the fluorescence intensity which hardly shows a dependence, and comparing the ratio with this fluorescence intensity in the wavelength band which passed through the 2nd filter.

[0031]

Moreover, I.I. 46 arranged to the fluorescent

設されている I. I. 46 は、前記回転フィルタ 44 の第 1 のフィルタ及び第 2 のフィルタを透過した微弱な蛍光内視鏡画像を増強するためのものであり、図示しないファイバプレート of 光電面に結ばれた光学像を一度電子像に変換し、マイクロチャンネルプレート（以下 MCP と略記）を通過させることによって電子増倍を行い、蛍光面に入射させて再び光学像に変換するものである。この I. I. 46 によって電子増強された蛍光内視鏡画像は CCD 47 に受光される。また、蛍光画像処理装置の出力は I. I. 制御手段 12 に入力され、この I. I. 制御手段 12 は I. I. 46 のゲインを制御し、適切なゲインにする。

【0032】

本実施の形態では図 2 に示すように照明レンズ 31 における励起光用ライトガイド 22 の光出射端に対向する凹面部分 22b の曲率半径 R_1 を小さく（曲率は大きく）、これに対して白色光用ライトガイド 21 の光出射端に対向する凹面部分 21b の曲率半径 R_2 は大きくなっている。

【0033】

そして、点線及び細線で示すよ

camera for an observation 6 is for augmenting the weak fluorescent endoscope image which transmitted the 1st filter and the 2nd filter of the above-mentioned rotation filter 44.

The optical image connected to the photocathode of the fibre plate not to illustrate is converted into an electron image at once.

Electron redoubling is performed by bypassing a micro channel plate (below MCP and abbreviation).

Incidence is performed to a fluorescent screen and it converts into an optical image again. The fluorescent endoscope image by which the electron augmentation was performed as for this I.I. 46 is received by CCD 47. Moreover, the output of a fluorescent image processor is input into I.I. control means 12.

This I.I. control means 12 controls the gain of I.I. 46.

It makes a suitable gain.

[0032]

In this embodiment, as shown in Fig. 2, it is small in the radius of curvature R_1 of concave surface part 22b opposing to the optical radiation end of the light guide for excitation light-22 in the illumination lens 31 (a curvature is large). On the other hand the radius of curvature R_2 of concave surface part 21b opposing to the optical radiation end of the light guide for white light 21 is large.

[0033]

And, it has been the characteristic to form

うに励起光用ライトガイド 22 から出射される励起光の方が、白色光よりも拡開して被写体側に照射できるようにした励起光出射手段を形成していることが特徴となっている。

【0034】

なお、図 2 において、白色光用ライトガイド 21 により伝送された白色光はその先端面から出射される場合、その一部が照明レンズ 31 の中央部の曲率の大きい部分を透過して拡開されるが、励起光の場合に比べてその割合は小さい。

【0035】

例えば励起光用ライトガイド 22 の先端面を前方に突出させ、照明レンズ 31 の中央部の凹面部分 22b に接近させる等すればこのような成分を大幅に小さくしたり無視できる程度に小さくできる。

【0036】

また、本実施の形態ではフットスイッチ 11 により通常画像の撮像と蛍光画像の撮像とを周期的に行う状態を選択した場合にはモニター 10 に表示される画像を選択できると共に、通常画像の撮像及び観察状態(表示状態)に設定したり蛍光画像との撮像

excitation-light radiation means the direction of the excitation light which it radiates from the light guide for excitation light 22 as a dotted line and a thin line show to expand from white light, and to have enabled it to irradiate to a photographed-object side.

[0034]

In addition, in Fig. 2, that one part performs the transmission of the part with the large curvature of the centre section of the illumination lens 31, and white light transmitted by the light guide for white light 21 is expanded, when radiating from that end surface.

However, compared with the case of excitation light, that proportion is small.

[0035]

For example, the end surface of the light guide for excitation light 22 is made to project ahead.

If a degree is performed, such a component will be greatly made small or it can do in a small way at the degree which is made to approach concave surface part 22b of the centre section of the illumination lens 31 and which can be disregarded.

[0036]

Moreover, when the condition that a foot switch 11 performs periodically an image pick-up of a usual image and an image pick-up of a fluorescent image is chosen, while the image displayed by the monitor 10 can choose, can set as an image pick-up of a usual image, and observation condition (display condition), or it enables it to set as the image pick-up and the

及び観察状態に設定したりすることができるようになっている。 observation condition with a fluorescent image in this embodiment.

【0037】

例えばフットスイッチ11のモード選択スイッチをONすることにより通常画像の撮像と蛍光画像の撮像とを周期的に行う状態を選択した場合には、フットスイッチ11の表示選択スイッチにより通常画像の表示と蛍光画像の表示とを選択できる。

[0037]

For example, when the condition of performing periodically an image pick-up of a usual image and an image pick-up of a fluorescent image by turning on the mode-selection switch of a foot switch 11 is chosen, the display of a usual image and the display of a fluorescent image can be chosen by the display selecting switch of a foot switch 11.

【0038】

一方、モード選択スイッチをOFFにした場合には通常画像の撮像及び観察状態（表示状態）となり、さらに表示選択スイッチの操作により通常画像の撮像及び観察状態から蛍光画像の撮像及び観察状態に選択できるようにしている。

[0038]

On the one side, when a mode-selection switch is turned OFF, it becomes an image pick-up of a usual image, and observation condition (display condition).

Furthermore it enables it to choose from an image pick-up of a usual image, and observation condition as an image pick-up of a fluorescent image, and observation condition by operation of a display selecting switch.

【0039】

次に本実施の形態の作用を説明する。フットスイッチ11のモード選択スイッチを操作しないOFFの状態ではこの蛍光観察装置1は通常観察の撮像及び観察状態（表示状態）に設定される。この状態では光源装置3の遮光板27は点線、撮像アダプタ4の可動ミラー37は実線で示す状態に設定されている。

[0039]

Next an effect of this embodiment is explained.

In the state of OFF which does not operate the mode-selection switch of a foot-switch-11, this fluorescent observation apparatus 1 is set as an image pick-up of a usual observation, and observation condition (display condition).

In this condition, it is set as the condition that the shading board 27 of a light source device 3 shows the movable mirror 37 of a dotted line and the image-pick-up adapter 4 as a continuous line.

【 0 0 4 0 】

そして、この状態ではキセノンランプ 2 4 の白色光が白色光用ライトガイド 2 1 を介して伝送され、内視鏡 2 の先端部 2 9 に取り付けられた先端面からさらに照明レンズ 3 1 を介して観察対象部位側に射出され、その部位側を照明する。

[0040]

And, in this condition, white light of a xenon lamp 24 is transmitted via the light guide for white light 21.

It radiates via the illumination lens 31 furthermore an end surface from attached in the point 29 of an endoscope 2 at the part side for an observation.

That part side is illuminated.

【 0 0 4 1 】

照明された部位は対物レンズ 3 2 によってイメージガイド 3 3 の先端面に結像され、その像は伝送されて接眼部 1 6 側の後端面に伝送され、レンズ 3 6 等を介して CCD 3 9 に結像される。

[0041]

The end surface of the image guide 33 project the images the illuminated part with an objective lens 32.

That image is transmitted and is transmitted to the rear-end surface at the side of the eyepiece part 16.

CCD 39 project the images via a lens 36 etc.

【 0 0 4 2 】

この CCD 3 9 により光電変換されて CCU 7 に入力され、映像信号に変換された後、画像表示制御回路 9 を介してモニタ 1 0 で表示される。なお、この通常観察の場合にもレーザ 2 5 から励起光が射出されているが、白色照明光に比較すると、弱い光出力となるので、白色光による観察には殆ど影響しない。もっとも、レーザ 2 5 の前にさらに第 2 の遮光板を配置して白色照明の状態ではこの第 2 の遮光板 2 7 でレーザ 2 6 の励起光を遮光するようにしても良い。

[0042]

A photoelectric conversion is performed by this CCD 39 and it inputs into CO.

After converting into a video signal, it displays with a monitor 10 via the image display control circuit 9.

In addition, also in the case of this usual observation, it radiates excitation light from the laser 25.

However, because it becomes a taper output compared with a white illumination light, the observation by white light is hardly influenced.

Indeed, a 2nd shading board is further arranged before a laser 25, and it may be made to shade the excitation light of a laser 26 with this 2nd shading board 27 in the state of the

white illumination.

【 0 0 4 3 】

患部等を可視光の照明の下で観察し、蛍光診断を望む場合には、フットスイッチ 11 の表示選択スイッチを踏んで、蛍光観察(蛍光画像の撮像及び観察)への切り替えを指示すると、タイミングコントローラ 13 は蛍光観察への制御信号を発生する。

[0043]

A diseased part etc. is observed under the illumination of a visible light.

In desiring fluorescent diagnosis, it has stepped on the display selecting switch of a foot switch 11.

When indicating the switching to a fluorescent observation (an image pick-up and observation of a fluorescent image), the timing controller 13 generates the control signal to a fluorescent observation.

【 0 0 4 4 】

そして、ドライバ 28 により遮光板 27 を実線で示す状態にして白色光を遮光すると共に、ドライバ 41 により可動ミラー 37 を点線で示す状態に設定する。この状態ではレーザ 25 のレーザ光のみが励起光用ライトガイド 22 によって伝送され、照明レンズ 31 の中央付近の曲率の大きい部分を透過し、その際に白色光の場合よりも大きく拡開して被写体側に照射される。

[0044]

And, while it makes the condition which shows the shading board 27 as a continuous line by the driver 28 and white light is shaded, it sets as the condition which shows the movable mirror 37 by the dotted line by the driver 41.

Only the laser light of a laser 25 is transmitted in this condition by the light guide for excitation light 22.

The transmission of the centre part in the vicinity of large curvature of the illumination lens 31 is performed.

It expands more largely than the case of white light in that case, and it is irradiated at a photographed-object side.

【 0 0 4 5 】

照射された部位では蛍光を発生し、その蛍光は対物レンズ 32 によりイメージガイド 33 の先端面に結像され、その後端面に伝送される。この伝送された像

[0045]

A fluorescence is generated by the irradiated part.

The end surface of the image guide 33 project the images that fluorescence with an objective lens 32.

の光はレンズ 43 等を介して回転フィルタ 44 の図示しないフィルタを透過し I. I. 46 で増幅された後、CCD 47 に結像される。

【0046】

この CCD 47 により光電変換されて蛍光画像処理装置 8 に入力され、蛍光像に対応する映像信号に変換された後、画像表示制御回路 9 を介してモニタ 10 に蛍光画像が表示される。上記のように白色光よりも拡開して照射するので、白色光による通常観察用照明の下での観察視野の殆ど全域に励起光を照射でき、その視野内の殆ど任意の部位に対して湾曲操作等の視野を移動することなく、蛍光観察を行うことができる。このため、通常観察での視野での対比も容易にできる。

【0047】

このように本実施の形態によれば、照明光よりも励起光を広く照射する手段を設けているので、通常観察の視野の状態で、湾曲操作等で視野を移動することなく、蛍光観察状態に設定することにより、その視野内の任

It transmits to that rear-end surface.

After the light of this transmitted image performing the transmission of the filter which the rotation filter 44 does not illustrate via a lens 43 etc. and amplifying it by I.I. 46, CCD 47 project the images it.

[0046]

A photoelectric conversion is performed by this CCD 47 and it inputs into the fluorescent image processor 8.

After converting into the video signal corresponding to a fluorescent image, a fluorescent image is displayed by the monitor 10 via the image display control circuit 9.

It expands and irradiates from white light as mentioned above. Therefore, under the usual illumination for an observation by white light, Excitation light can be irradiated substantially throughout an observation visual field.

Visual fields, such as curvature operation, are not almost moved to the arbitrary parts within that visual field.

A fluorescent observation can be performed.

For this reason, contrast with the visual field in a usual observation can also be made simple.

[0047]

Thus because means to irradiate excitation light widely from an illumination light is provided according to this embodiment, a visual field is not moved by curvature operation etc. in the state of the visual field of a usual observation.

By setting as fluorescent observation condition, a fluorescence observation can be

意の部位に対して蛍光観察することができる。また、励起光の出射手段を白色光の出射手段と同心状でその中央部に設けているので、白色光による照明状態と殆ど同様の照明ができ、照明のずれを解消できる。

performed to the arbitrary parts within that visual field.

Moreover, because it is as concentric as radiation means of white light and radiation means of excitation light is provided in that centre section, the almost same illumination as the illumination condition by white light is made.

Gap of the illumination can be eliminated.

【0048】

図4及び図5に示す変形例のよいにしても良い。図4では励起光用ライトガイド22の先端面にマイクロチップレンズ51を配置し、このマイクロチップレンズ51により点線で示すように角 ϕ で拡開して出射し、白色光用ライトガイド21の先端面から細線で示す出射角 θ よりもより広く出射する。

[0048]

It may perform such as the modification shown in Fig. 4 and 5.

The micro chip lens 51 is arranged on the end surface of the light guide for excitation light 22 in Fig. 4.

As a dotted line shows with this micro chip lens 51, it expands and radiates on a square (ϕ).

It radiates from the end surface of the light guide for white light 21 more widely than the radiation angle (θ) shown by the thin line.

【0049】

図5では励起光用ライトガイド22の先端面にディフューザレンズ（拡散レンズ）52或いはホログラムレンズを配置し、このディフューザレンズ52或いはホログラムレンズにより点線で示すように拡開して出射し、白色光用ライトガイド21の先端面から出射される出射角よりも広く出射する。

[0049]

The diffuser lens (diffusion lens) 52 or a hologram lens is arranged on the end surface of the light guide for excitation light 22 in Fig. 5.

As a dotted line shows with this diffuser lens 52 or a hologram lens, it expands and radiates.

It radiates more widely from the end surface of the light guide for white light 21 than the radiation angle to radiate.

【0050】

また、図6に示すように例えば図5の前にさらに照明レンズ5

[0050]

Moreover, as shown in Fig. 6, the illumination lens 53 may be further arranged in front of Fig.

3を配置しても良い。この場合 5.
 にも、白色光の照明範囲よりも
 広い範囲に励起光を照射する。
 従って、これらの変形例の場合
 でも、第1の実施の形態と殆ど
 同様の作用及び効果がある。

Also in this case, excitation light are irradiated
 from the illumination range of white light to a
 wide range.

Therefore, there are the almost same the
 effect and effect as a 1st embodiment also by
 the case of these modifications.

【0051】

なお、例えば第1の実施の形態
 において、照明レンズ31はレ
 ーザ光が出射される部分に対向
 するレンズ部分の曲率を大きく
 して白色光よりも拡開して出射
 するように設定しているが、キ
 セノンランプ24の白色光の広
 がり角に対し、レーザー25のレ
 ーザ光の広がり角は小さいの
 で、（被写体側に出射される光
 の広がり角が）トータルとして
 同じ広がり角となるように設定
 しても良い。このように設定す
 ると、励起光を余計に広がらな
 いようにできるので、視野の外
 側を励起させるような無駄にな
 ることもない。

[0051]

In addition, for example, in a 1st embodiment,
 the illumination lens 31 enlarges the curvature
 of the lens part opposing to the part which
 radiates a laser light, and it has set it up so that
 it may expand and radiate from white light.

However, to the breadth angle of white light
 of a xenon lamp 24, the breadth angle of the
 laser light of a laser 25 may be set up so that it
 may become the breadth angle same as total
 (breadth angle of the light which it radiates at a
 photographed-object side) because it is small.

Thus when setting up, it can be prevented
 from extending excitation light too much.
 Therefore, there is also no case in which the
 exterior of a visual field is also excited and
 which becomes wasteful.

【0052】

（第2の実施の形態）次に本発
 明の第2の実施の形態を説明す
 る。図7ないし図8は本発明の
 第2の実施の形態に係り、図7
 （A）は先端部の構造を示し、
 図7（B）は光源装置の構造を
 示し、図8は図7（A）の正面
 図を示し、図9は図8の状態で

[0052]

(2nd embodiment) The 2nd embodiment of this
 invention is explained below.

Figs. 7 to 8 relate to the 2nd embodiment of
 this invention.

Fig. 7 (A) shows the structure of a point.

Fig. 7 (B) shows the structure of a light
 source device.

Fig. 8 shows the front elevation of Fig. 7 (A).

可動部材を回転させた状態での正面図を示す。なお、図 7 (A) は図 8 の B-B' 線断面の状態を示す。

【 0 0 5 3 】

第 1 の実施の形態では白色光を伝送する白色用ライトガイド 2 1 と励起光を伝送する励起光用ライトガイド 2 2 とをそれぞれ設けたしたが、本実施の形態では共通のライトガイド 6 1 を用いたものである。

【 0 0 5 4 】

本実施の形態の内視鏡は図 1 の内視鏡 2 において、白色光用ライトガイド 2 1 と励起光を伝送する励起光用ライトガイド 2 2 の機能を兼ねる共通のライトガイド 6 1 とし、かつ先端部 2 9 を図 7 (A) に示すように先端部本体 2 9 a とこの先端部本体 2 9 a に対し、回転自在で、対物前レンズ 3 2 a と白色光用照明レンズ 6 2 と蛍光用照明レンズ 6 3 が取り付けられた可動部材 2 9 b とし、この可動部材 2 9 b を回転する回転機構 6 4 を設けている。

【 0 0 5 5 】

白色光用照明レンズ 6 2 と蛍光用照明レンズ 6 3 とは凹レンズで形成され、かつ蛍光用照明レ

Fig. 9 shows the front elevation in the condition of having made the movable member rotating in the state of Fig. 8.

In addition, Fig. 7 (A) is shown in the state of the B-B' line cross section of Fig. 8.

[0053]

In the 1st embodiment, the light guide for white 21 which transmits white light, and the light guide for excitation light 22 which transmits excitation light were respectively provided, and was performed.

However, the common light guide 61 is used in this embodiment.

[0054]

The endoscope of this embodiment is taken as the common light guide 61 which serves as function of the light guide for white light 21, and the light guide for excitation light 22 which transmits excitation light, in the endoscope 2 of Fig. 1.

And a point 29 becomes as follows to point main-body 29a and this point main-body 29a, as shown in Fig. 7 (A). It is rotatable and it has as movable-member 29b in which front objective lens 32a, the illumination lens for white light 62, and the illumination lens for fluorescence 63 were attached.

The rotation mechanism 64 which rotates this movable-member 29b is provided.

[0055]

The illumination lens for white light 62 and the illumination lens for fluorescence 63 are formed with a concave lens.

レンズ63を形成する凹レンズの焦点距離の方が白色光用照明レンズ62の焦点距離よりも短く、従ってより拡開して光を射出する機能を有している。

And the focal distance of the concave lens which forms the illumination lens for fluorescence 63 is shorter than the focal distance of the illumination lens for white light 62. Therefore it has function which expands more and radiates a light.

【0056】

図7(A)及び図8のように、対物前レンズ32aは中央に配置され、その奥にイメージガイド33が配置され、ライトガイド61は周方向の2箇所に配置され、また可動部材29bにおける前記2箇所のライトガイド61の先端面に対向する2箇所に白色光用照明レンズ62が設けてある。

[0056]

As shown in Fig. (A) 7 and 8, front objective lens 32a is arranged centrally.

The image guide 33 is arranged on that back. A light guide 61 is arranged on 2 places of a peripheral direction.

Moreover the illumination lens for white light 62 is provided in 2 opposing to the end surface of the above-mentioned 2 place light guide 61 in movable-member 29b.

【0057】

また、図8の状態から可動部材29bを図8で矢印で示す時計回り方向に所定角度回転した場合には前記2箇所のライトガイド61の先端面に対向する2箇所に励起光用照明レンズ63が設けてある。

[0057]

Moreover, when the predetermined angle rotation of the movable-member 29b is performed in the direction of a clockwise rotation shown by the arrow in Fig. 8 from the condition of Fig. 8, the illumination lens for excitation light 63 is provided in 2 opposing to the end surface of the above-mentioned 2 place light guide 61.

【0058】

さらに、この内視鏡にはチャンネル65が設けてあり、このチャンネル65に対向する可動部材29bには円弧状の長孔66が設けてある。この長孔66は図8の状態から所定角度回転し

[0058]

Furthermore, the channel 65 is provided in this endoscope.

The circular long hole 66 is provided in movable-member 29b opposing to this channel 65.

When the predetermined angle rotation of

た場合にも、長孔 66 にチャンネル 65 の先端が開口するようにしている。

【 0 0 5 9 】

また、可動部材 29b には例えば永久磁石のピン 67 が先端部本体 29a 側の円弧状溝部に突出し、かつ先端部本体 29a 側にはコイル 68 が配置され、コイル 68 に流す直流電流の向きを変更することにより、円弧状溝に沿って可動部材 29b を回転移動させ図 8 或いは図 9 の状態に設定できるようにしている。

【 0 0 6 0 】

このコイル 68 はリード線を介して図示しないコイル駆動回路に接続され、このコイル駆動回路はタイミングコントローラ 13 により制御される。つまり、通常観察の場合には、図 7 (A) 又は図 8 の状態に設定されており、蛍光観察が選択された場合にはコイル駆動回路を介してコイル 68 に逆向きの直流電流を流して図 9 の状態に設定する。

【 0 0 6 1 】

また、本実施の形態ではこの内視鏡のライトガイド 61 が挿通されたライトガイドケーブル 17 のコネクタ 18 が接続される

this long hole 66 is performed from the condition of Fig. 8, the end of a channel 65 is made to perform the aperture of it to the long hole 66.

[0059]

Moreover, to movable-member 29b, for example, the pin 67 of a permanent magnet is extrusion to the circular groove at the side of point main-body 29a.

And a coil 68 is arranged on a point main-body 29a side.

It performs rotation moving of the movable-member 29b along a circular groove, and it enables it to set as the condition of Fig. 8 or 9 by changing the direction of the direct current passed in a coil 68.

[0060]

This coil 68 is connected to a coil (not illustrated) drive circuit via a lead wire.

This coil drive circuit is controlled by the timing controller 13.

In other words, in the case of the usual observation, it is set up by the condition of Fig. (A) 7 or 8.

When a fluorescent observation is chosen, the direct current of a reverse direction is passed in a coil 68 via a coil drive circuit, and it sets as the condition of Fig. 9.

[0061]

Moreover, the light source device 69 to which the connector 18 of the light-guide cable 17 with which the light guide 61 of this endoscope was passed through is connected consists of the

光源装置 69 は図 7 (B) に示すように光源用アダプタ 71 と、この光源用アダプタ 71 に接続される通常観察用光源装置 72 と励起光用光源としてのレーザ装置 73 とから構成されている。なお、ライトガイド 61 は操作部等少なくとも挿入部の先端部よりも後方側で 2 本から 1 本にされている。

【0062】

通常観察用光源装置 72 はキセノンランプなどのランプ 74 とその白色光を集光するレンズ 75 とを有し、このレンズ 75 を経た白色光はこのレンズ 75 に対向するレンズ 76 及び可動ミラー 77 で反射され、その反射光路上のレンズ 78 を介してライトガイド 61 の光入射端に入射される。

【0063】

また、レーザ装置 73 のレーザ光はレーザ光ガイド 79 を介して伝送され、さらにレンズ 80 を介してこのレンズ 80 に対向するレンズ 78 を介してライトガイド 61 の光入射端に入射される。

【0064】

可動ミラー 77 は第 1 の実施の形態と同様にドライバ 28 で制御される。つまり、通常観察の

usual light source device for an observation 72 and the laser apparatus 73 as a light source for the excitation light which are connected to the adapter for light sources 71, and this adapter for light sources 71 as shown in Fig. 7 (B) at this embodiment.

In addition, the light guide 61 is made into 1 from 2 by the rear side from the points which are insertion parts at least, such as an operating part.

[0062]

The usual light source device for an observation 72 has the lamps 74, such as a xenon lamp, and the lens 75 which condenses that white light.

White light which went through this lens 75 is reflected by the lens 76 and the movable mirror 77 opposing to this lens 75.

Incidence is performed to the light-incidence end of a light guide 61 via the lens 78 on that reflected-light path.

[0063]

Moreover, the laser light of the laser apparatus 73 is transmitted via the laser light guide 79.

Furthermore incidence is performed to the light-incidence end of a light guide 61 via the lens 78 opposing to this lens 80 via a lens 80.

[0064]

The movable mirror 77 is controlled by the driver 28 as a 1st embodiment.

In other words, in the state of the usual

状態では実線の状態に設定されており、蛍光観察が選択された場合にはドライバ28により点線で示す位置に回転設定され、ランプ74の光を遮光し、かつレーザー光をライトガイド61に導光する。本実施の形態は第1の実施の形態とほぼ同様に通常観察の視野の状態を観察を望む任意の部位に対して蛍光観察状態に設定することにより、湾曲等の視野を移動する操作を必要とすることなく蛍光観察ができる。また、2箇所から光を照射することにより、より強度分布のむらを少なくできる。

【0065】

(第3の実施の形態) 図10は本発明の第3の実施の形態における主要部を示す。第3の実施の形態は第2の実施の形態において、ライトガイド61の先端面の前に2つの光出射手段の機能を兼ねるズームレンズ系82が配置され、例えばその一方のレンズは圧電素子83でその光軸方向に移動可能にしている。

【0066】

そして、タイミングコントローラ13により図示しない圧電素子駆動回路を介して圧電素子83を駆動し、ズームレンズ系8

observation, it is set as the condition of a continuous line.

When a fluorescent observation is chosen, the rotation set-up is performed at the position shown by the dotted line by the driver 28.

The light of a lamp 74 is shaded.

And the light-guide of the laser light is performed to a light guide 61.

By setting as fluorescent observation condition to the arbitrary parts which desire an observation in the state of the visual field of a usual observation almost as a 1st embodiment, this embodiment does not need operation of moving visual fields, such as an inflection.

A fluorescent observation can be performed.

Moreover, the irregularity of a strong distribution can be more made few by irradiating a light from 2 places.

[0065]

(The 3rd embodiment) Fig. 10 shows the principal part in the 3rd embodiment of this invention.

The zoom-lens system 82 to which the 3rd embodiment serves as function of 2 optical radiation means in front of the end surface of a light guide 61 in a 2nd embodiment is arranged.

For example, that lens of one is made movable in that direction of an optical axis by the piezo-electric element 83.

[0066]

And, a piezo-electric element 83 is driven via the piezo-electric-element drive circuit not illustrated by the timing controller 13.

It is made to change the angle which expands

2による照明光を拡開して出射する角度を変更するようにしている。

【0067】

そして、通常観察の場合に対して蛍光観察を選択した場合には、圧電素子83によりレンズを移動してより拡開して照明光を出射する。この場合、ランプ74による白色光をライトガイド61の先端面から出射する際の光の広がり角に対し、レーザー光をライトガイド61の先端面から出射する際の光の広がり角をそれ以上に設定している。

【0068】

このような構成にすることによって、通常観察の視野の状態から蛍光観察の状態に設定することにより、湾曲等の操作を行わなくても、視野内の大部分の部位に対する蛍光観察が可能になる。

【0069】

なお、蛍光観察の状態ではさらにズームレンズ系82のレンズ状態を変更可能に設定しても良い。そして、蛍光観察しようとする部位が視野の中央側にある場合にはその部位を含む中央側に照射範囲を絞るようにしても良い。また、最初は全域に対して蛍光観察を行い、より詳細に

and radiates the illumination light by the zoom-lens system 82.

[0067]

And, when a fluorescent observation is chosen to the case of a usual observation, a lens is moved by the piezo-electric element 83, it expands more, and an illumination light is radiated.

In this case, the breadth angle of the light at the time of radiating a laser light from the end surface of a light guide 61 is set as more to the breadth angle of the light at the time of radiating white light by the lamp 74 from the end surface of a light guide 61.

[0068]

Even when it does not operate an inflection etc. by setting as the condition of a fluorescent observation from the condition of the visual field of a usual observation by making such a component, the fluorescent observation to the part of the majority within a visual field can be performed.

[0069]

In addition, in the state of a fluorescent observation, lens condition of the zoom-lens system 82 may be set up alterable further.

And, when the fluorescent part which it is going to observe is in the centre side of a visual field, it may be made to narrow down the irradiation range to the centre side containing that part.

Moreover, a fluorescent observation is

蛍光観察等を行いたい場合にはその部位を視野の中央側に設定してその部位を含む中央側に照射範囲を絞ることにより、蛍光入射量を大きくしてより正確な診断を行うことができるようにしても良い。

【0070】

つまり、蛍光観察の場合には励起光の照射範囲を変更する手段を形成しても良い。

【0071】

図11は変形例を示す。この変形例ではズームレンズ系82の代わりに液晶レンズ85を配置し、電池86の電圧をアナログスイッチ87を介して印加するようにしている。このアナログスイッチ87はタイミングコントローラ13により制御される。

【0072】

この変形例でも、液晶レンズ85の屈折率を可変制御して、通常観察の場合に対して蛍光観察を選択した場合には、より拡開して照明光を出射する。

【0073】

例えば、通常観察の状態では液晶レンズ85に電圧を印加しな

performed to the whole region at first.

The fluorescent amount of incidence is enlarged and it may enable it to perform a more exact diagnosis by narrowing down the irradiation range to the centre side which sets that part to the centre side of a visual field, and includes that part to perform a fluorescent observation etc. in detail.

[0070]

In other words, in the case of a fluorescent observation, means to change the irradiation range of excitation light may be formed.

[0071]

Fig. 11 shows a modification.

In this modification, the liquid-crystal lens 85 is arranged instead of the zoom-lens system 82.

It is made to apply the voltage of a cell 86 via an analogue switch 87.

This analogue switch 87 is controlled by the timing controller 13.

[0072]

Also in this modification, the variable control of the refractive index of the liquid-crystal lens 85 is performed.

When a fluorescent observation is chosen to the case of a usual observation, it expands more and an illumination light is radiated.

[0073]

For example, in this condition, the refractive index of the liquid-crystal lens 85 is small in the

い状態で、この状態では液晶レンズ 85 の屈折率は小さく、出射する際の光の広がり角は小さいが、蛍光観察の場合にはアナログスイッチ 87 を ON にして液晶レンズ 85 に電池 86 の電圧を印加することにより液晶レンズ 85 の屈折率を大きくし、出射する際の光の広がり角を大きくする。

condition of not applying a voltage on the liquid-crystal lens 85 in the state of a usual observation.

Although the breadth angle of the light at the time of radiating is small, the refractive index of the liquid-crystal lens 85 is enlarged by performing an analogue switch 87 at ON in the case of a fluorescent observation, and applying the voltage of a cell 86 on the liquid-crystal lens 85. The breadth angle of the light at the time of radiating is enlarged.

【0074】

(第 4 の実施の形態) 図 12 は本発明の第 4 の実施の形態の蛍光観察装置 1D を示す。この蛍光観察装置 1D は例えば図 1 に示す第 1 の実施の形態において、内視鏡 2 にチャンネル 90 を設け、このチャンネル 90 内に補助励起光導光プローブ 91 を挿通し、この補助励起光導光プローブ 91 の基端、つまり光入射端にはさらに別の励起用光源 92 から励起光を供給している。

[0074]

(The 4th embodiment) Fig. 12 shows fluorescent observation apparatus 1D of the 4th embodiment of this invention.

This fluorescent observation apparatus 1D provides a channel 90 in an endoscope 2 in the 1st embodiment shown, for example, in Fig. 1. The auxiliary excitation-light light-guide probe 91 is passed through in this channel 90.

In other words, excitation light are supplied from the base end of this auxiliary excitation-light-guide probe 91, and still another light source for excitation 92 in a light-incidence end.

【0075】

この補助励起光導光プローブ 91 の先端付近には湾曲部 93 が設けられ、かつ補助励起光導光プローブ 91 の基端側にはこの湾曲部 93 を電氣的に湾曲駆動する湾曲駆動部 94 が設けられている。

[0075]

A curved part 93 is provided near the end of this auxiliary excitation-light light-guide probe 91.

And the curvature drive part 94 which performs electrically the curvature drive of this curved part 93 is provided in the base-end side of the auxiliary excitation-light light-guide probe 91.

【0076】

また、蛍光画像処理装置 8 はコンピュータ 95 を介して湾曲制御部 96 に接続され、コンピュータ 95 は蛍光画像に対して画像処理を行い、病変部の特性を示す部位を検出すると、湾曲制御部 96 に制御信号を送り、湾曲駆動部 94 を駆動して湾曲部 93 の湾曲方向及び湾曲角を制御し、病変部の特性を示す部位に対して励起光光源 92 の励起光を照射し、より正確に病変の判別を行うことができるようにしている。

【0077】

また、図 1 において、I. I. 制御手段 12 を設けていない。その他の構成は図 1 に示すのと同様であり、またその他の作用は第 1 の実施の形態と殆ど同様の作用効果を有する。

【0078】

(第 5 の実施の形態) 次に本発明の第 5 の実施の形態を図 13 及び図 14 を参照して説明する。図 13 は内視鏡の先端部 29 付近と光源装置の一部を示し、図 14 は先端面の正面図を示す。

【0079】

[0076]

Moreover, the fluorescent image processor 8 is connected to the curvature control part 96 via a computer 95.

A computer 95 performs an image processing to a fluorescent image.

A detection of the part which shows the characteristic of a disease part sends a control signal to the curvature control part 96.

The curvature drive part 94 is driven and the curvature direction and the curvature angle of a curved part 93 are controlled.

The excitation light of the excitation-light light source 92 are irradiated to the part which shows the characteristic of a disease part.

It enables it to distinguish a disease more correctly.

[0077]

Moreover, I.I. control means 12 is not provided in Fig. 1.

Other components are the same as that of a showing-in Fig. 1 basis.

Moreover other effects have the almost same effect as a 1st embodiment.

[0078]

(The 5th embodiment) The 5th embodiment of this invention is explained with reference to Fig. 13 and 14 below.

Fig. 13 shows near the point 29 of an endoscope, and a part of light source device.

Fig. 14 shows the front elevation of an end surface.

[0079]

上述の各実施の形態に対し、励起光源の出力が小さい場合には拡開して照射範囲を広げると、励起光の単位面積当たりの強度が小さくなり、得られる蛍光画像のS/Nが小さくなってしまう場合がある。本実施の形態はこれに対応したもので、本実施の形態における内視鏡では白色光用ライトガイド101の他に、2本の励起光ライトガイド102、103を別体で設けている。

【0080】

そして、先端部29では中心付近に配置されたイメージガイド33及び対物レンズ32の例えば上下に励起光ライトガイド102、103の先端面を配置し、それぞれ対向する励起光照明レンズ104、105を介して前方の観察部位106側に出射する。

【0081】

図14に示すように対物レンズ32の両側には（白色光用ライトガイド101の先端面に対向した）白色光照明レンズ106とチャンネル107とが配置されている。

【0082】

また、ライトガイドケーブルを挿通された2本の励起光ライト

If it expands and the irradiation range is extended to each above-mentioned embodiment when the output of the light source for excitation is small, strength per unit area of excitation light will become small.

S/N of the fluorescent image obtained may become small.

This embodiment is a thing corresponding to this, and has provided 2 excitation-light light guides 102 and 103 other than the light guide for white light 101 with another body in the endoscope in this embodiment.

[0080]

And, in a point 29, it is the image guide 33 and the objective lens 32 which were arranged near the centre, for example, the end surface of the excitation-light light guides 102 and 103 is arranged vertically.

It respectively radiates to the front observation part 106 side via the opposing excitation-light illumination lenses 104 and 105.

[0081]

As shown in Fig. 14, the white flicker dawn lens 106 and the channel 107 are arranged on the both sides of an objective lens 32 (the end surface of the light guide for white light 101 was opposed).

[0082]

Moreover, the edge-part side of 2 excitation-light light guides 102 and 103 passed through in

ガイド102、103の端部側は、白色光用ライトガイド101のコネクタと分離して2本の励起光ライトガイド102、103を一体化した励起光ライトガイドコネクタ111にして、かつこの励起光ライトガイドコネクタ111はプランジャ112の先端に固定され、プランジャ駆動回路113に制御信号を送ることにより、プランジャ112を介して上下方向に移動自在にしている。

【0083】

励起光ライトガイドコネクタ111に対向して励起光となるレーザ光を発生するレーザ光源部115及びそのレーザ光を集光するレンズ116とが枠体117に取り付けてあり、プランジャ112を駆動しない場合にはその光軸上に一方の励起光ライトガイド102の端面が位置するように設定され、この状態でプランジャ112を駆動した場合にはその光軸と直交する上方向に励起光ライトガイドコネクタ111を移動して光軸上には他方の励起光ライトガイド103の端面が位置するように設定している。

【0084】

なお、上下方向に離間して配置した2つの励起光照明レンズ1

the light-guide cable is done as the excitation-light light-guide connector 111 which separated with the connector of the light guide for white light 101, and unified 2 excitation-light light guides 102 and 103.

And this excitation-light light-guide connector 111 is fixed at the end of a plunger 112.

By sending a control signal to the plunger drive circuit 113, it is vertically made movable via the plunger 112.

[0083]

The lens 116 which condenses the laser-light-source part 115 which generates the laser light which opposes the excitation-light light-guide connector 111, and forms excitation light, and its laser light is attached in the frame 117.

When not driving a plunger 112, it is set up so that the end face of one excitation-light light guide 102 may position on that optical axis.

When driving a plunger 112 in this condition, the excitation-light light-guide connector 111 is moved to that optical axis and above and orthogonal. On an optical axis, it has set up so that the end face of another excitation-light light guide 103 may position.

[0084]

In addition, the range irradiated by expanding vertically with 2 excitation-light illumination

04、105により上下方向に拡開して照射される範囲は白色光照明レンズ106により上下方向に拡開して照射される範囲より大きくしている。

【0085】

本実施の形態では術者は切替スイッチ114により、励起光が一方の励起光ライトガイド102（又は103）に入射されるようにして蛍光観察を行う。そして、図13に示すように蛍光観察範囲内でも、観察部位106に凸部等が存在すると、その凸部のために励起光が届かなくなる影となったり、照射強度が他の部分よりも小さくなってしまふ部分107が存在すると、蛍光診断ができなくなってしまうが、そのような場合には切替スイッチ114を操作する。

【0086】

この操作により、他方の励起光ライトガイド103（又は102）に励起光が入射されるようになり、前記影等になる部分107に対して励起光を照射することができるので蛍光診断を行うことができる。

【0087】

なお、本実施の形態では励起光ライトガイドコネクタ111を移動する構成で説明したが、光

lenses 104 and 105 which were separated vertically and arranged is made larger than the range irradiated by expanding vertically with the white-light illumination lens 106.

[0085]

In this embodiment, by it, an operator performs a fluorescent observation, as incidence of the excitation light is performed to one excitation-light light guide 102 (or 103) by the selector switch 114.

And, if a projection etc. exists at the observation part 106 also as for fluorescent observation within the limits as shown in Fig. 13, it will become the shadow which excitation light stop reaching for that projection.

Moreover, fluorescent diagnosis will become impossible if the part 107 which irradiation strength becomes small from the other part exists. However, in such a case, a selector switch 114 is operated.

[0086]

Incidence of the excitation light comes to be performed to another excitation-light light guide 103 (or 102) by this operation.

Fluorescent diagnosis can be performed because excitation light can be irradiated to the part 107 which becomes an above-mentioned shadow etc.

[0087]

In addition, the component which moves the excitation-light light-guide connector 111 in this embodiment explained.

源側の枠体 7 を移動する構成にしても良いことは明らかであり、この構成でも同様の作用及び効果を有する。

However, it is clear that you may make the component which moves the frame 7 at the side of a light source.

It has the effect and the effect with the same said of this component.

【0088】

なお、上述の各実施例では可視領域での通常観察のために白色光で照明すると説明したが、その代わりに赤 (R)、緑 (G) 及び青 (B) 等の 3 つの波長域の照明光で順次照明する面順次光照明の場合にも適用できる。なお、上述の各実施の形態等を部分的等で組み合わせる等して構成される実施の形態等も本発明に属する。

[0088]

In addition, each above-mentioned example explained that it illuminated by white light for a usual observation in a visualisation area.

However, instead, also in the case of surface sequential flicker down sequentially illuminated with the illumination light of three wavelength ranges, such as red (R), green (G), and blue (B), it is applicable.

In addition, the embodiment comprised by performing combining each above-mentioned embodiment etc. in a partial degree etc. belongs to this invention.

【0089】

[0089]

【付記】

1. 白色光を伝送する白色光用ライトガイドと、励起光を伝送する励起光用ライトガイドと、を有し、経内視鏡的に生体内の蛍光を観察する蛍光観察装置において、前記励起光を前記白色光よりも拡散して照射する励起光照射手段を設けたことを特徴とする蛍光観察装置。

[Additional remark]

1. It has the light guide for white light which transmits white light, and the light guide for excitation light which transmits excitation light.

In the fluorescent observation apparatus which observes a fluorescence in the living body perendoscopically, excitation-light irradiation means to diffuse and irradiate above-mentioned excitation light from above-mentioned white light was provided.

Fluorescent observation apparatus characterised by the above-mentioned.

【0090】

2. 経内視鏡的に生体内の蛍光を観察する蛍光観察装置において、内視鏡を介し、白色光を伝送する白色光用ライトガイドと、内視鏡を介し、励起光を伝送する励起光用ライトガイドと、前記白色光用ライトガイドより照射する白色光を生体内で拡散し、照射する白色光用照明手段と、前記励起光用ライトガイドより照射する励起光を生体内で拡散し、照射する励起光用照明手段と、前記励起光用照明手段は白色光用照明手段よりも光を広角に広げる作用を持つことを特徴とする蛍光観察装置。

【0091】

3. 経内視鏡的に生体内の蛍光を観察する蛍光観察装置において、白色光または励起光を切り替えて照射する光源と、前記光源の光を伝送するライトガイドと、内視鏡先端に配置された白色光用照明レンズと励起光用照明レンズと、前記光源の白色光と励起光の選択に同期して照射角を変化する手段とを持つことを特徴とする蛍光観察装置。

[0090]

2. In the fluorescent observation apparatus which observes a fluorescence in the living body perendoscopically, the in-vivo diffusion of white light which irradiates from the light guide for white light which transmits white light, the light guide for excitation light which transmits excitation light via an endoscope, and the above-mentioned light guide for white light is performed via an endoscope.

The in-vivo diffusion of illumination means for white light to irradiate, and the excitation light which irradiate from the above-mentioned light guide for excitation light is performed.

Illumination means for excitation light to irradiate, and above-mentioned illumination means for excitation light have an effect which extends a light wide-angle from illumination means for white light.

Fluorescent observation apparatus characterised by the above-mentioned.

[0091]

3. In the fluorescent observation apparatus which observes a fluorescence in the living body perendoscopically, it has the light source which switches over and irradiates white light or excitation light, the light guide which transmit the light of an above-mentioned light source, the illumination lens for white light and the illumination lens for the excitation light which were arranged at the end of an endoscope, and means to vary an irradiation angle synchronising with selection of white light of an above-mentioned light source, and excitation light.

Fluorescent observation apparatus
characterised by the above-mentioned.

【0092】

4. 経内視鏡的に生体内の蛍光を観察する蛍光観察装置において、前記内視鏡内に内蔵されたライトガイドと接続される第1の励起光源と、前記内視鏡のチャンネルに挿通可能で、先端側に湾曲機構を有する光プローブと、前記光プローブと接続される第2の励起光源と、蛍光画像を生成する蛍光画像処理装置と、前記蛍光画像を処理し、前記光プローブの湾曲を制御する制御部とを持つことを特徴とする蛍光観察装置。

[0092]

4. In the fluorescent observation apparatus which observes a fluorescence in the living body perendoscopically, it can pass through to the 1st pumping source connected with the light guide built in the above-mentioned endoscope, and the channel of an above-mentioned endoscope, and an above-mentioned fluorescent image is processed with the 2nd pumping source connected with the optical probe which has a curvature mechanism in an end side, and an above-mentioned optical probe, and the fluorescent image processor which generates a fluorescent image.

It has the control part which controls the inflection of an above-mentioned optical probe.

Fluorescent observation apparatus
characterised by the above-mentioned.

【0093】

5. 経内視鏡的に生体内の蛍光を観察する蛍光観察装置において、前記内視鏡内に内蔵された複数のライトガイドと、励起光源と、前記励起光源からの光を選択的に前記複数のライトガイドに導光する手段とを持つことを特徴とする蛍光観察装置。

[0093]

5. In the fluorescent observation apparatus which observes a fluorescence in the living body perendoscopically, it has the several light guide built in the above-mentioned endoscope, a pumping source, and means which performs selectively the light-guide of the light from an above-mentioned pumping source to these light guides.

Fluorescent observation apparatus
characterised by the above-mentioned.

【0094】

6. 付記2において、前記励起

[0094]

6. In the additional remark 2, the above-

光用ライトガイドは白色光用ライトガイドの当該中心部に配置されている。

7. 付記6において、前記励起光用照明手段は白色光用照明手段と共通の照明レンズの中央部に形成され、当該中央部の曲率が周辺部に比べて大きい。

8. 付記1において、前記励起光用ライトガイドの先端部に光を拡散する拡散部材を有する。

【0095】

9. 付記8において、前記拡散部材はレンズ、又はディフューザレンズ、又はホログラムレンズである。

10. 付記3において、照射角を変化する手段は2つの照射角の異なるレンズの選択で形成される。

11. 付記3において、照射角を変化する手段はズーム機構で形成される。

12. 付記11において、ズーム機構はレンズ、或いは液晶レンズである。

【0096】

【発明の効果】

以上述べたように本発明によれば、白色光を伝送する白色光用ライトガイドと、励起光を伝送

mentioned light guide for excitation light is arranged on the central part of the light guide for white light.

7. In additional remark 6, above-mentioned illumination means for excitation light is formed on the centre section of an illumination lens as common as illumination means for white light.

The curvature of a centre section is large compared with a peripheral part.

8. In additional remark 1, it has the diffusion member which diffuses a light in the point of the above-mentioned light guide for excitation light.

[0095]

9. In additional remark 8, an above-mentioned diffusion member is a lens, a diffuser lens, or a hologram lens.

10. In additional remark 3, means to vary an irradiation angle is formed by selection of the lens with which 2 irradiation angles are different.

11. In additional remark 3, means to vary an irradiation angle is formed by the zoom mechanism.

12. In additional remark 11, a zoom mechanism is a lens or a liquid-crystal lens.

[0096]

[EFFECT OF THE INVENTION]

As described above, according to this invention, it has the light guide for white light which transmits white light, and the light guide for

する励起光用ライトガイドと、を有し、経内視鏡的に生体内の蛍光を観察する蛍光観察装置において、前記励起光を前記白色光よりも拡散して照射する励起光照射手段を設けているので、白色光の下での照射部分の大部分の領域に励起光を照射できるので、湾曲操作等の視野の移動を行わなくても大部分の部位に対する蛍光観察が可能になる。

excitation light which transmits excitation light.

In the fluorescent observation apparatus which observes a fluorescence in the living body perendoscopically, the fluorescent observation to most parts can be performed, even when it does not move visual fields, such as curvature operation, because excitation light can be irradiated to the area of most irradiation parts under white light, because excitation-light irradiation means to diffuse and irradiate above-mentioned excitation light from above-mentioned white light is provided.

【図面の簡単な説明】

[BRIEF EXPLANATION OF DRAWINGS]

【図 1】

本発明の第 1 の実施の形態の蛍光観察装置の全体を示す構成図。

[FIGURE 1]

The block diagram showing the fluorescent entire observation apparatus of the 1st embodiment of this invention.

【図 2】

白色光及び励起光を照射する光学系部分を示す図。

[FIGURE 2]

The diagram showing the optical-system part which irradiates white light and excitation light.

【図 3】

図 2 の A - A' 線断面図。

[FIGURE 3]

A-A' sectional view taken on the line in FIG. of Fig. 2.

【図 4】

第 1 の実施の形態の第 1 変形例におけるライトガイドの先端から白色光及び励起光を照射する光学系部分を示す図。

[FIGURE 4]

The diagram showing the optical-system part which irradiates white light and excitation light from the end of a light guide in the 1st modification of a 1st embodiment.

【図 5】

[FIGURE 5]

第1の実施の形態の第2変形例におけるライトガイドの先端から白色光及び励起光を照射する光学系部分を示す図。

The diagram showing the optical-system part which irradiates white light and excitation light from the end of a light guide in the 2nd modification of a 1st embodiment.

【図6】

[FIGURE 6]

第1の実施の形態の第3変形例におけるライトガイドの先端から白色光及び励起光を照射する光学系部分を示す図。

The diagram showing the optical-system part which irradiates white light and excitation light from the end of a light guide in the 3rd modification of a 1st embodiment.

【図7】

[FIGURE 7]

本発明の第2の実施の形態における内視鏡の先端部及び光源装置の構成を示す図。

The diagram showing the point of an endoscope in the 2nd embodiment of this invention, and the component of a light source device.

【図8】

[FIGURE 8]

図7 (A) の正面図。

The front elevation of Fig. 7 (A).

【図9】

[FIGURE 9]

図8の可動部材を回転した場合の正面図。

The front elevation at the time of rotating the movable member of Fig. 8.

【図10】

[FIGURE 10]

本発明の第3の実施の形態におけるライトガイドの先端から白色光及び励起光を照射する光学系部分を示す図。

The diagram showing the optical-system part which irradiates white light and excitation light from the end of a light guide in the 3rd embodiment of this invention.

【図11】

[FIGURE 11]

第3の実施の形態の変形例におけるライトガイドの先端から白色光及び励起光を照射する光学系部分を示す図。

The diagram showing the optical-system part which irradiates white light and excitation light from the end of a light guide in the modification of the 3rd embodiment.

【図 1 2】

本発明の第 4 の実施の形態の蛍光観察装置の全体を示す構成図。

[FIGURE 12]

The block diagram showing the fluorescent entire observation apparatus of the 4th embodiment of this invention.

【図 1 3】

本発明の第 5 の実施の形態の照明系の主要部を示す図。

[FIGURE 13]

The diagram showing the principal part of the illumination system of the 5th embodiment of this invention.

【図 1 4】

図 1 3 の先端部の正面図。

[FIGURE 14]

The front elevation of the point of Fig. 13.

【符号の説明】

- 1 … 蛍光観察装置
- 2 … 内視鏡
- 3 … 光源装置
- 4 … 撮像アダプタ
- 5 … 通常観察用カメラ
- 6 … 蛍光観察用カメラ
- 7 … CCU
- 8 … 蛍光画像処理装置
- 9 … 画像表示制御装置
- 10 … モニタ
- 11 … フットスイッチ
- 13 … タイミングコントローラ
- 21 … 白色光用ライトガイド
- 21b, 22b … 凹面部分
- 22 … 励起光用ライトガイド
- 24 … キセノンランプ
- 25 … レーザ
- 31 … 照明レンズ
- 32 … 対物レンズ
- 33 … イメージガイド
- 40, 47 … CCD
- 44 … 回転フィルタ

[EXPLANATION OF DRAWING]

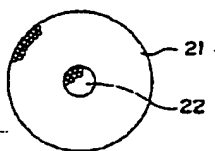
- 1... Fluorescent Observation Apparatus
- 2... Endoscope
- 3... Light Source Device
- 4... Image-Pick-up Adapter
- 5... Usual Camera for Observation
- 6... Fluorescent Camera for Observation
- 7... CCU
- 8... Fluorescent Image Processor
- 9... Image Display Control
- 10... Monitor
- 11... Foot Switch
- 13... Timing Controller
- 21... Light Guide for White Light
- 21b and 22b... Concave Surface Part
- 22... Light Guide for Excitation Light
- 24... Xenon Lamp
- 25... Laser
- 31... Illumination Lens
- 32... Objective Lens
- 33... Image Guide
- 40, 47... CCD
- 44... Rotation Filter

4 6 ... I. I.

46... I.I.

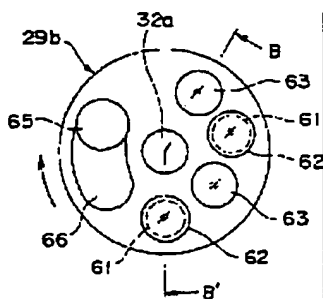
【図 3】

[FIGURE 3]



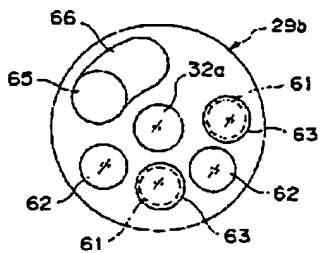
【図 8】

[FIGURE 8]



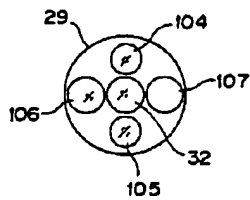
【図 9】

[FIGURE 9]



【図 1 4】

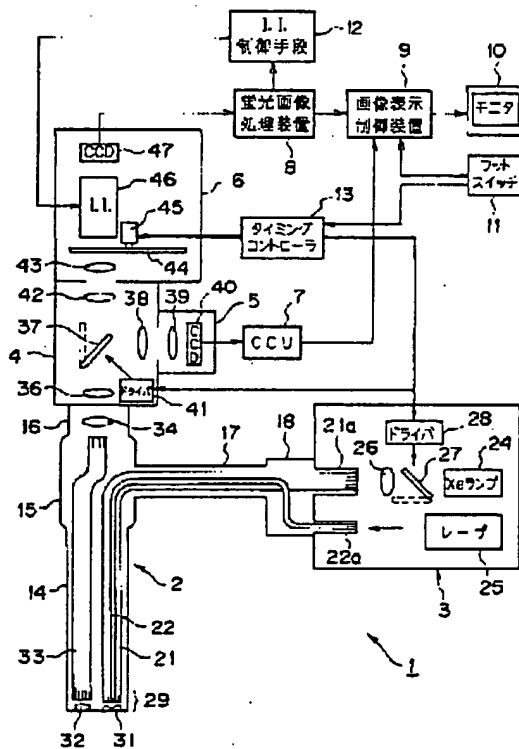
[FIGURE 14]



【図 1】

[FIGURE 1]

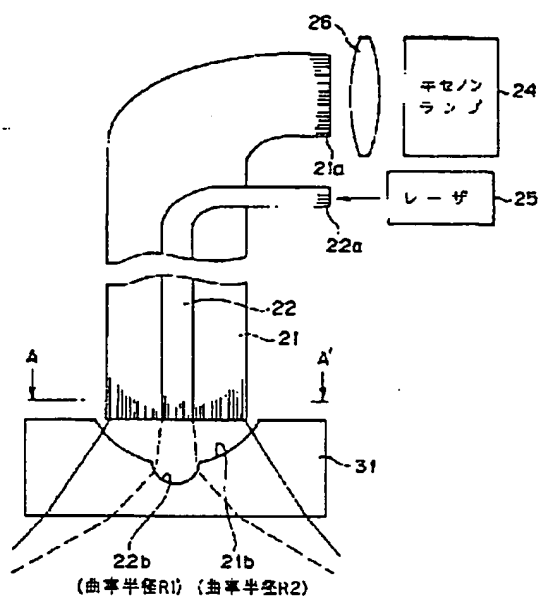
12 I.I. Control Means	9 Image Display Control
8 Fluorescent Image Processor	10 Monitor
13 Timing Controller	11 Foot Switch
41 Driver	28 Driver
	24 Xenon Lamp
	25 Laser



【図 2】

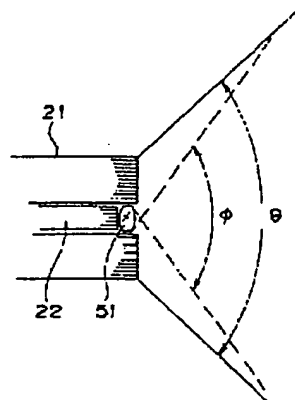
[FIGURE 2]

22b Curvature Diameter R1	24 Xenon Lamp
21b Curvature Diameter R2	25 Laser



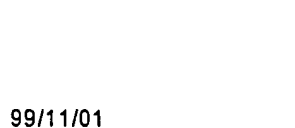
【図 4】

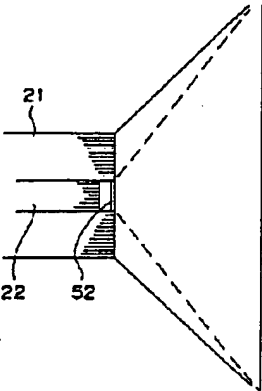
[FIGURE 4]



【図 5】

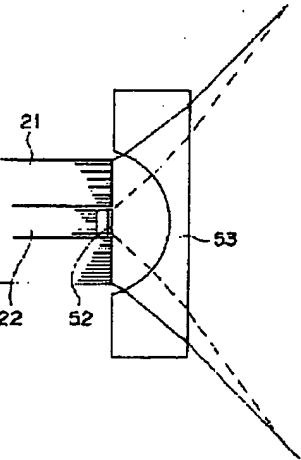
[FIGURE 5]





【図 6】

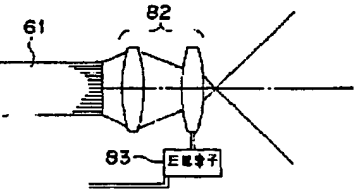
[FIGURE 6]



【図 10】

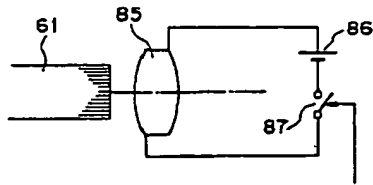
[FIGURE 10]

83 Piezo-electric Element



【図 11】

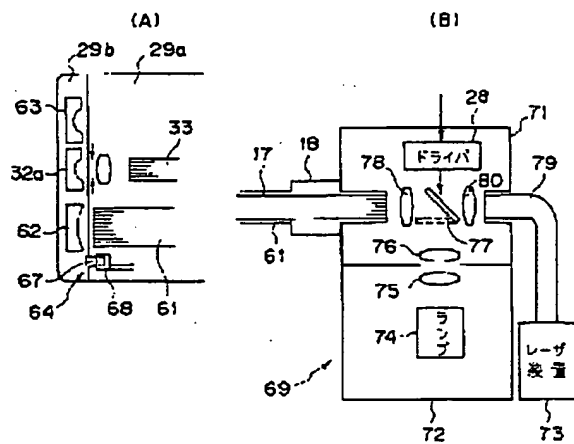
[FIGURE 11]



【図 7】

[FIGURE 7]

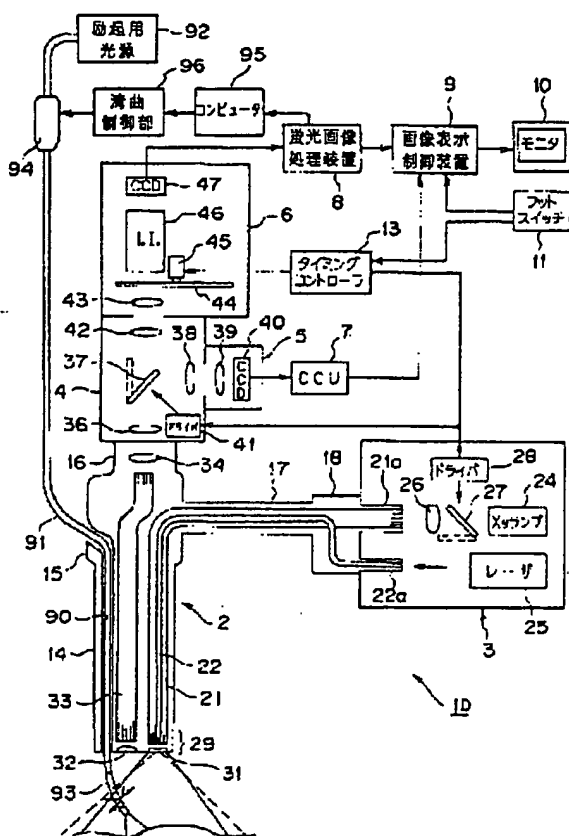
28	Driver
74	Lamp
73	Laser Appt.



【図 12】

[FIGURE 12]

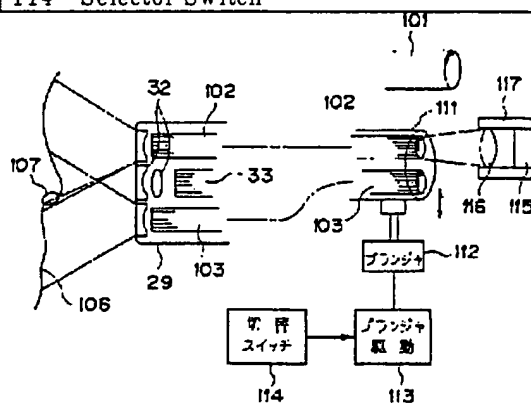
92	Light Source for Excitation	9	Image Display Control
96	Curved Control Part	10	Monitor
95	Computer	11	Foot Switch
41	Driver	28	Driver
8	Fluorescent Image Processor	24	Xenon Lamp
13	Timing Controller	25	Laser



【図 13】

[FIGURE 13]

112	Plunger
113	Plunger drive
114	Selector Switch



DERWENT TERMS AND CONDITIONS

Derwent shall not in any circumstances be liable or responsible for the completeness or accuracy of any Derwent translation and will not be liable for any direct, indirect, consequential or economic loss or loss of profit resulting directly or indirectly from the use of any translation by any customer.

Derwent Information Ltd. is part of The Thomson Corporation

Please visit our home page:

["WWW.DERWENT.CO.UK"](http://WWW.DERWENT.CO.UK) (English)

["WWW.DERWENT.CO.JP"](http://WWW.DERWENT.CO.JP) (Japanese)

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平10-225426

(43) 公開日 平成10年(1998) 8月25日

(51) Int.Cl.⁶

A 6 1 B 1/00

識別記号

3 0 0

F I

A 6 1 B 1/00

3 0 0 D

審査請求 未請求 請求項の数1 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号

特願平9-32323

(22) 出願日

平成9年(1997) 2月17日

(71) 出願人 000000376

Olympus
オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72) 発明者 金子 守

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72) 発明者 平尾 勇実

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72) 発明者 飯田 雅彦

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(74) 代理人 弁理士 伊藤 進

最終頁に続く

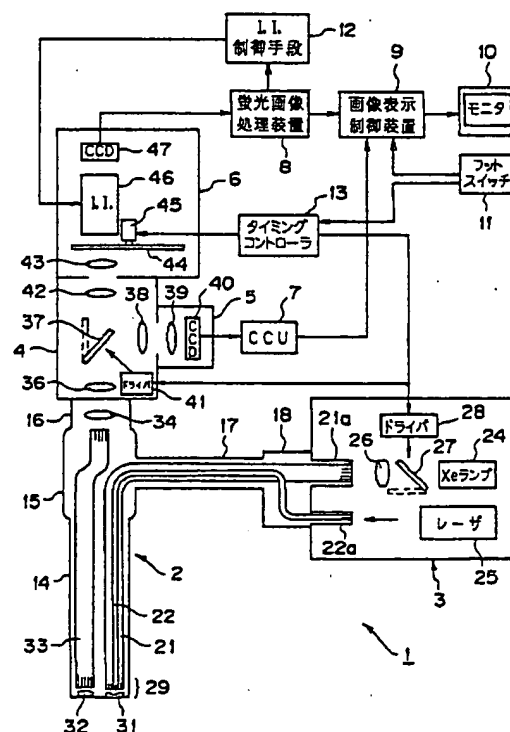
Fluorescence Observing Device

(54) 【発明の名称】 蛍光観察装置

(57) 【要約】

【課題】 より簡単に蛍光観察を行うことができる蛍光観察装置の提供。

【解決手段】 蛍光観察装置1は光源装置3として通常観察用キセノンランプ24と蛍光観察のための励起光発生用のレーザ25を有し、それぞれ内視鏡2に設けた白色光用及び励起光用ライトガイド21、22を介し、その先端面から照明レンズ31を介して観察部位側に出射する。照明レンズ31は励起光用ライトガイド21の先端面に対向する部分は白色光用ライトガイド21の先端面に対向する凹面の部分よりも曲率が大きく白色光よりも広く拡開して出射し、通常観察の状態で湾曲操作等の視野を変更する操作を必要とすることなく、蛍光観察状態に切り換えることにより通常観察の視野内の殆ど任意の部分に対して蛍光観察できる構成にした。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 白色光を伝送する白色光用ライトガイドと、

励起光を伝送する励起光用ライトガイドと、
を有し、経内視鏡的に生体内の蛍光を観察する蛍光観察装置において、
前記励起光を前記白色光よりも拡散して照射する励起光照射手段を設けたことを特徴とする蛍光観察装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、被検部位を照射する通常観察用光源装置及び蛍光観察用光源装置と通常観察用撮像装置及び蛍光観察用撮像装置とを付け換えることなく、通常内視鏡画像と蛍光内視鏡画像とを得る蛍光観察装置に関する。

【0002】

【従来の技術】近年、生体からの自家蛍光や生体へ注入した薬物の蛍光を2次元画像として検出し、その蛍光像から生体組織の変性や癌等の疾患状態（例えば、疾患の種類や浸潤範囲）を診断する技術が米国特許4556057号や5042494号に示されている。

【0003】生体組織に光を照射するとその励起光より長い波長の蛍光が発生する。生体内の蛍光物質としては、例えばコラーゲンのNADH（ニコチンアミドアデニンヌクレオチド）やFMN（フラビンモノヌクレオチド）、ビリジヌクレオチド等があり、最近では、これらの生体内因物質と疾患との相互関係が明確になりつつある。

【0004】また、HpD（ヘマトポルフィリン）、Photofrin、ALA（ δ -amino levulinic acid）などの蛍光剤は、癌への集積性があり、これら蛍光剤を生体内に注入することによって、蛍光観察を行うことによって疾患部位を診断することができる。

【0005】このような場合、蛍光観察と共に、白色光を利用した通常観察による診断も併用できるようにされている。この従来例として例えば特開平7-222712号公報がある。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、従来例では蛍光観察を行うための光源としてレーザを使用しており、レーザ特有の狭い照射角のため、つまりは小さなNAのため、照明手段よりも狭い一部の範囲のみに照射している。

【0007】このため、白色光の照明手段で照明した視野内の狭い一部の範囲に対してしか蛍光観察ができないという欠点があった。

【0008】そこで、通常観察視野内に存在して観察できる部位でもその蛍光観察を行うためには湾曲部を湾曲させたり、先端部を移動したりして励起光の照射範囲に

設定するなどの操作が必要になり、蛍光観察に時間がかかり、より簡単に蛍光観察することができる装置が望まれる状況にあった。

【0009】（発明の目的）本発明は上記事情に鑑みてなされたもので、より簡単に蛍光観察を行うことができる蛍光観察装置を提供することを目的とする。

【0010】

【課題を解決するための手段】白色光を伝送する白色光用ライトガイドと、励起光を伝送する励起光用ライトガイドと、を有し、経内視鏡的に生体内の蛍光を観察する蛍光観察装置において、前記励起光を前記白色光よりも拡散して照射する励起光照射手段を設けることにより、湾曲操作等の視野の移動をあまり行わなくても通常観察の視野の大部分の部位に対する蛍光観察が可能になる。

【0011】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。図1ないし図6は本発明の第1の実施の形態に係り、図1は本発明の第1の実施の形態の蛍光観察装置の全体構成を示し、図2は白色光用ライトガイド及び励起光用ライトガイドによる光伝送手段及びその出射側の照明レンズの構成を示し、図3は図2のA-A'断面を示し、図4ないし図6は照明レンズの変形例を示す。

【0012】図1に示すように本発明の第1の実施の形態の蛍光観察装置1は生体内に挿入される光学式内視鏡（以下内視鏡と記載）2と、この内視鏡2に照明光を供給する光源装置3と、内視鏡2に撮像アダプタ4を介して装着される通常TVカメラ5及び蛍光撮像カメラ6と、通常TVカメラ5により撮像された通常観察撮像信号を信号処理して通常画像を生成する処理を行うカメラコントロールユニット（CCUと略記）7と、蛍光撮像カメラ6により撮像された蛍光撮像信号を信号処理して蛍光画像を生成する処理を行う蛍光画像処理装置8と、CCU7及び蛍光画像処理装置8からの画像信号が入力され、画像表示を制御する画像表示制御装置9と、この画像表示制御装置9により通常画像と蛍光画像とが表示されるモニタ10と、通常観察と蛍光観察との切替及び画像表示制御装置9の切替の操作を行うフットスイッチ11と、蛍光画像処理装置8からの出力信号により蛍光撮像カメラ6内のイメージインテンシファイヤ（I.I.で略記）12の光増幅のゲインを制御するI.I.制御手段12と、タイミング制御を行うタイミングコントローラ13とを有する。

【0013】内視鏡2は細長の挿入部14とその後端の操作部15とその後端の接眼部16と、操作部15から延出されたライトガイドケーブル17とを有し、ライトガイドケーブル17の端部にはコネクタ18が設けられており、光源装置3に着脱自在で接続することができる。

【0014】この挿入部14、操作部15、ライトガイ

ドケーブル17内には白色光と励起光をそれぞれ伝送する白色光用ライトガイド21及び励起光用ライトガイド22とが励起光用ライトガイド22が中心部側となるようにして挿通されている。

【0015】より具体的には、図3に示すように励起光用ライトガイド22の周囲に白色光用ライトガイド21が同心状に配置した状態で挿通され、コネクタ18内で分離されてそれぞれ光入射端21a、22aになっている。

【0016】光源装置3内には、通常観察用照明光源としての例えば、光束の広がり(NA)が大きいキセノンランプ24と、蛍光観察用に励起光を発生する励起光発生光源として例えば、NAが小さいHe-Cdレーザ光を発生するレーザ25とが備えられている。なお、キセノンランプ24の代わりにハロゲンランプを用いても良い。

【0017】そして、キセノンランプ24の光は集光レンズ26を介して白色光用ライトガイド21の光入射端21aに供給される。また、レーザ25のHe-Cdレーザ光は直接励起光用ライトガイド22の光入射端22aに供給される。

【0018】本実施の形態では白色光用ライトガイド21は多成分系ガラスのファイバで形成したライトガイドが採用され、励起光用ライトガイド22は低NAで高透過率の石英ガラスのファイバで形成したライトガイドが採用されている。なお、キセノンランプ24とレンズ26との間の光路中には遮光板27が待避可能に配置され、ドライバ28により駆動される。

【0019】このドライバ28はタイミングコントローラ13からの制御信号により駆動が制御される。つまり、通常観察の場合には、遮光板27は点線で示すように退避した状態に設定され、蛍光観察の場合には、タイミングコントローラ13は制御信号をドライバ28に送り、ドライバ28により遮光板27は実線で示すようにキセノンランプ24の光を遮光する状態に設定される。

【0020】そして、白色光用ライトガイド21及び励起光用ライトガイド22により伝送された光は挿入部14の先端部29の照明窓に固定された先端面からさらに照明レンズ31を経て拡開して体腔内の臓器表面等の被写体側に照射される。

【0021】この照明窓に隣接して観察窓が設けてあり、この観察窓には対物レンズ32が取り付けられており、照明された被写体からの反射光或いは励起光により励起されて放射される蛍光は対物レンズ32によりその結像位置に像を結ぶ。

【0022】この結像位置にはイメージガイド33の先端面が配置され、挿入部14内等を挿通されたこのイメージガイド33によりその後端面に伝送する。この後端面に対向して接眼部16に取り付けられた接眼レンズ34を介して、通常観察像に対しては肉眼で拡大観察する

ことができる。

【0023】この接眼部16に撮像アダプタ4が装着された場合には、この撮像アダプタ4内には接眼レンズ34に対向してレンズ36が配置され、この後方に可動ミラー37が配置され、この可動ミラー37で反射された光路側にレンズ38が配置され、さらにこのレンズ38に対向し、通常TVカメラ5の結像レンズ39を介してCCD40に像を結ぶ。CCD40により光電変換された信号はCCU7に入力され、映像信号に変換された後、画像表示制御回路9を介してモニタ10に表示される。

【0024】なお、可動ミラー37はドライバ41により駆動される。このドライバ41はタイミングコントローラ13により制御される。つまり、通常観察の場合には、可動ミラー37は実線で示す状態に設定され、蛍光観察の場合には、タイミングコントローラ13は制御信号をドライバ28に送り、ドライバ28により可動ミラー37は点線で示すように退避した状態に設定される。

【0025】また、レンズ36に対向してレンズ42が配置され、このレンズ42に対向して蛍光撮像カメラ6内の結像レンズ43が配置され、このレンズ43に対向して回転フィルタ44が配置されている。

【0026】この回転フィルタ44はモータ45により回転駆動される。回転フィルタ44には2つの開口が設けてあり、それぞれ異なるフィルタが取り付けられている。これらのフィルタを通した光はI、I、46に入射され、増幅された後、CCD47に像を結ぶ。

【0027】このCCD47により光電変換された信号は蛍光画像処理装置8に入力され、映像信号に変換された後、画像表示制御回路9を介してモニタ10に表示される。

【0028】蛍光観察用カメラ6に配設される回転フィルタ44には、480～520nm帯域用の第1のフィルタと630nm以上の帯域用の第2フィルタとが配設されている。

【0029】このことにより、光源装置3からHe-Cdレーザ光の紫色光442nmを励起光用ライトガイド22に導光し生体を照射して蛍光画像を観察する場合、組織からは前記He-Cdレーザ光による紫色光442nmより長い波長の自家蛍光が発生するので、この蛍光を蛍光観察用カメラ6に配設されている回転フィルタ44の第1のフィルタと第2のフィルタとで順次撮像して蛍光内視鏡画像を得るようにしている。

【0030】なお、図示しないが、前記紫色光の励起光で得られる可視領域の蛍光強度は、正常部位では強く、癌などの病変部では弱くなり、特に、480～520nm帯域では蛍光強度がかなり強くなることが知られている。一方、第2フィルタを通した波長帯域では正常部位と病変部とで殆ど依存性を示さない蛍光強度となりこの蛍光強度との比率を比べることにより、正常部或いは病

変部であるかの区別がし易いようにしている。

【0031】また、蛍光観察用カメラ6に配設されているI. 1. 46は、前記回転フィルタ44の第1のフィルタ及び第2のフィルタを透過した微弱な蛍光内視鏡画像を増強するためのものであり、図示しないファイバプレートに光電面に結ばれた光学像を一度電子像に変換し、マイクロチャンネルプレート（以下MCPと略記）を通過させることによって電子増倍を行い、蛍光面に入射させて再び光学像に変換するものである。このI. 1. 46によって電子増強された蛍光内視鏡画像はCCD47に受光される。また、蛍光画像処理装置の出力はI. 1. 制御手段12に輸入され、このI. 1. 制御手段12はI. 1. 46のゲインを制御し、適切なゲインにする。

【0032】本実施の形態では図2に示すように照明レンズ31における励起光用ライトガイド22の光出射端に対向する凹面部分22bの曲率半径R1を小さく（曲率は大きく）、これに対して白色光用ライトガイド21の光出射端に対向する凹面部分21bの曲率半径R2は大きくなっている。

【0033】そして、点線及び細線で示すように励起光用ライトガイド22から出射される励起光の方が、白色光よりも拡開して被写体側に照射できるようにした励起光出射手段を形成していることが特徴となっている。

【0034】なお、図2において、白色光用ライトガイド21により伝送された白色光はその先端面から出射される場合、その一部が照明レンズ31の中央部の曲率の大きい部分を透過して拡開されるが、励起光の場合に比べてその割合は小さい。

【0035】例えば励起光用ライトガイド22の先端面を前方に突出させ、照明レンズ31の中央部の凹面部分22bに接近させる等すればこのような成分を大幅に小さくしたり無視できる程度に小さくできる。

【0036】また、本実施の形態ではフットスイッチ11により通常画像の撮像と蛍光画像の撮像とを周期的に行う状態を選択した場合にはモニタ10に表示される画像を選択できると共に、通常画像の撮像及び観察状態（表示状態）に設定したり蛍光画像との撮像及び観察状態に設定したりすることができるようにしている。

【0037】例えばフットスイッチ11のモード選択スイッチをONすることにより通常画像の撮像と蛍光画像の撮像とを周期的に行う状態を選択した場合には、フットスイッチ11の表示選択スイッチにより通常画像の表示と蛍光画像の表示とを選択できる。

【0038】一方、モード選択スイッチをOFFにした場合には通常画像の撮像及び観察状態（表示状態）となり、さらに表示選択スイッチの操作により通常画像の撮像及び観察状態から蛍光画像の撮像及び観察状態に選択できるようにしている。

【0039】次に本実施の形態の作用を説明する。フッ

トスイッチ11のモード選択スイッチを操作しないOFFの状態ではこの蛍光観察装置1は通常観察の撮像及び観察状態（表示状態）に設定される。この状態では光源装置3の遮光板27は点線、撮像アダプタ4の可動ミラー37は実線で示す状態に設定されている。

【0040】そして、この状態ではキセノンランプ24の白色光が白色光用ライトガイド21を介して伝送され、内視鏡2の先端部29に取り付けられた先端面からさらに照明レンズ31を介して観察対象部位側に出射され、その部位側を照明する。

【0041】照明された部位は対物レンズ32によってイメージガイド33の先端面に結像され、その像は伝送されて接眼部16側の後端面に伝送され、レンズ36等を介してCCD39に結像される。

【0042】このCCD39により光電変換されてCCU7に輸入され、映像信号に変換された後、画像表示制御回路9を介してモニタ10で表示される。なお、この通常観察の場合にもレーザ25から励起光が出射されているが、白色照明光に比較すると、弱い光出力となるので、白色光による観察には殆ど影響しない。もともと、レーザ25の前にさらに第2の遮光板を配置して白色照明の状態ではこの第2の遮光板27でレーザ26の励起光を遮光するようにしても良い。

【0043】患部等を可視光の照明の下で観察し、蛍光診断を望む場合には、フットスイッチ11の表示選択スイッチを踏んで、蛍光観察（蛍光画像の撮像及び観察）への切り替えを指示すると、タイミングコントローラ13は蛍光観察への制御信号を発生する。

【0044】そして、ドライバ28により遮光板27を実線で示す状態にして白色光を遮光すると共に、ドライバ41により可動ミラー37を点線で示す状態に設定する。この状態ではレーザ25のレーザ光のみが励起光用ライトガイド22によって伝送され、照明レンズ31の中央付近の曲率の大きい部分を透過し、その際に白色光の場合よりも大きく拡開して被写体側に照射される。

【0045】照射された部位では蛍光を発生し、その蛍光は対物レンズ32によりイメージガイド33の先端面に結像され、その後端面に伝送される。この伝送された像の光はレンズ43等を介して回転フィルタ44の図示しないフィルタを透過しI. 1. 46で増幅された後、CCD47に結像される。

【0046】このCCD47により光電変換されて蛍光画像処理装置8に輸入され、蛍光像に対応する映像信号に変換された後、画像表示制御回路9を介してモニタ10に蛍光画像が表示される。上記のように白色光よりも拡開して照射するので、白色光による通常観察用照明の下での観察視野の殆ど全域に励起光を照射でき、その視野内の殆ど任意の部位に対して湾曲操作等の視野を移動することなく、蛍光観察を行うことができる。このため、通常観察での視野での対比も容易にできる。

【0047】このように本実施の形態によれば、照明光よりも励起光を広く照射する手段を設けているので、通常観察の視野の状態、湾曲操作等で視野を移動することなく、蛍光観察状態に設定することにより、その視野内の任意の部位に対して蛍光観察することができる。また、励起光の出射手段を白色光の出射手段と同心状でその中央部に設けているので、白色光による照明状態と殆ど同様の照明ができ、照明のずれを解消できる。

【0048】図4及び図5に示す変形例のようにしても良い。図4では励起光用ライトガイド22の先端面にマイクロチップレンズ51を配置し、このマイクロチップレンズ51により点線で示すように角 ϕ で拡開して出射し、白色光用ライトガイド21の先端面から細線で示す出射角 θ よりもより広く出射する。

【0049】図5では励起光用ライトガイド22の先端面にディフューザレンズ（拡散レンズ）52或いはホログラムレンズを配置し、このディフューザレンズ52或いはホログラムレンズにより点線で示すように拡開して出射し、白色光用ライトガイド21の先端面から出射される出射角よりも広く出射する。

【0050】また、図6に示すように例えば図5の前にさらに照明レンズ53を配置しても良い。この場合にも、白色光の照明範囲よりも広い範囲に励起光を照射する。従って、これらの変形例の場合でも、第1の実施の形態と殆ど同様の作用及び効果がある。

【0051】なお、例えば第1の実施の形態において、照明レンズ31はレーザ光が出射される部分に対向するレンズ部分の曲率を大きくして白色光よりも拡開して出射するように設定しているが、キセノンランプ24の白色光の広がり角に対し、レーザ25のレーザ光の広がり角は小さいので、（被写体側に出射される光の広がり角が）トータルとして同じ広がり角となるように設定しても良い。このように設定すると、励起光を余計に広がらないようにできるので、視野の外側を励起させるような無駄になることもない。

【0052】（第2の実施の形態）次に本発明の第2の実施の形態を説明する。図7ないし図8は本発明の第2の実施の形態に係り、図7（A）は先端部の構造を示し、図7（B）は光源装置の構造を示し、図8は図7

（A）の正面図を示し、図9は図8の状態でも可動部材を回転させた状態での正面図を示す。なお、図7（A）は図8のB-B'線断面の状態を示す。

【0053】第1の実施の形態では白色光を伝送する白色光用ライトガイド21と励起光を伝送する励起光用ライトガイド22とをそれぞれ設けたしたが、本実施の形態では共通のライトガイド61を用いたものである。

【0054】本実施の形態の内視鏡は図1の内視鏡2において、白色光用ライトガイド21と励起光を伝送する励起光用ライトガイド22の機能を兼ねる共通のライトガイド61とし、かつ先端部29を図7（A）に示すよ

うに先端部本体29aとこの先端部本体29aに対し、回転自在で、対物前レンズ32aと白色光用照明レンズ62と蛍光用照明レンズ63が取り付けられた可動部材29bとし、この可動部材29bを回転する回転機構64を設けている。

【0055】白色光用照明レンズ62と蛍光用照明レンズ63とは凹レンズで形成され、かつ蛍光用照明レンズ63を形成する凹レンズの焦点距離の方が白色光用照明レンズ62の焦点距離よりも短く、従ってより拡開して光を出射する機能を有している。

【0056】図7（A）及び図8のように、対物前レンズ32aは中央に配置され、その奥にイメージガイド33が配置され、ライトガイド61は周方向の2箇所に配置され、また可動部材29bにおける前記2箇所のライトガイド61の先端面に対向する2箇所に白色光用照明レンズ62が設けてある。

【0057】また、図8の状態から可動部材29bを図8で矢印で示す時計回り方向に所定角度回転した場合に前記2箇所のライトガイド61の先端面に対向する2箇所に励起光用照明レンズ63が設けてある。

【0058】さらに、この内視鏡にはチャンネル65が設けてあり、このチャンネル65に対向する可動部材29bには円弧状の長孔66が設けてある。この長孔66は図8の状態から所定角度回転した場合にも、長孔66にチャンネル65の先端が開くようにしている。

【0059】また、可動部材29bには例えば永久磁石のピン67が先端部本体29a側の円弧状溝部に突出し、かつ先端部本体29a側にはコイル68が配置され、コイル68に流す直流電流の向きを変更することにより、円弧状溝に沿って可動部材29bを回転移動させ図8或いは図9の状態に設定できるようにしている。

【0060】このコイル68はリード線を介して図示しないコイル駆動回路に接続され、このコイル駆動回路はタイミングコントローラ13により制御される。つまり、通常観察の場合には、図7（A）又は図8の状態に設定されており、蛍光観察が選択された場合にはコイル駆動回路を介してコイル68に逆向きの直流電流を流して図9の状態に設定する。

【0061】また、本実施の形態ではこの内視鏡のライトガイド61が挿通されたライトガイドケーブル17のコネクタ18が接続される光源装置69は図7（B）に示すように光源用アダプタ71と、この光源用アダプタ71に接続される通常観察用光源装置72と励起光用光源としてのレーザ装置73とから構成されている。なお、ライトガイド61は操作部等少なくとも挿入部の先端部よりも後方側で2本から1本にされている。

【0062】通常観察用光源装置72はキセノンランプなどのランプ74とその白色光を集光するレンズ75とを有し、このレンズ75を経た白色光はこのレンズ75に対向するレンズ76及び可動ミラー77で反射され、

その反射光路上のレンズ78を介してライトガイド61の光入射端に入射される。

【0063】また、レーザ装置73のレーザ光はレーザ光ガイド79を介して伝送され、さらにレンズ80を介してこのレンズ80に対向するレンズ78を介してライトガイド61の光入射端に入射される。

【0064】可動ミラー77は第1の実施の形態と同様にドライバ28で制御される。つまり、通常観察の状態では実線の状態に設定されており、蛍光観察が選択された場合にはドライバ28により点線で示す位置に回動設定され、ランプ74の光を遮光し、かつレーザ光をライトガイド61に導光する。本実施の形態は第1の実施の形態とほぼ同様に通常観察の視野の状態を観察を望む任意の部位に対して蛍光観察状態に設定することにより、湾曲等の視野を移動する操作を必要とすることなく蛍光観察ができる。また、2箇所から光を照射することにより、より強度分布のむらを少なくできる。

【0065】(第3の実施の形態)図10は本発明の第3の実施の形態における主要部を示す。第3の実施の形態は第2の実施の形態において、ライトガイド61の先端面の前に2つの光出射手段の機能を兼ねるズームレンズ系82が配置され、例えばその一方のレンズは圧電素子83でその光軸方向に移動可能にしている。

【0066】そして、タイミングコントローラ13により図示しない圧電素子駆動回路を介して圧電素子83を駆動し、ズームレンズ系82による照明光を拡開して出射する角度を変更するようにしている。

【0067】そして、通常観察の場合に対して蛍光観察を選択した場合には、圧電素子83によりレンズを移動してより拡開して照明光を出射する。この場合、ランプ74による白色光をライトガイド61の先端面から出射する際の光の広がり角に対し、レーザ光をライトガイド61の先端面から出射する際の光の広がり角をそれ以上に設定している。

【0068】このような構成にすることによって、通常観察の視野の状態から蛍光観察の状態に設定することにより、湾曲等の操作を行わなくても、視野内の大部分の部位に対する蛍光観察が可能になる。

【0069】なお、蛍光観察の状態ではさらにズームレンズ系82のレンズ状態を変更可能に設定しても良い。そして、蛍光観察しようとする部位が視野の中央側にある場合にはその部位を含む中央側に照射範囲を絞るようにしても良い。また、最初は全域に対して蛍光観察を行い、より詳細に蛍光観察等を行いたい場合にはその部位を視野の中央側に設定してその部位を含む中央側に照射範囲を絞ることにより、蛍光入射量を大きくしてより正確な診断を行うことができるようにしても良い。

【0070】つまり、蛍光観察の場合には励起光の照射範囲を変更する手段を形成しても良い。

【0071】図11は変形例を示す。この変形例ではズ

ームレンズ系82の代わりに液晶レンズ85を配置し、電池86の電圧をアナログスイッチ87を介して印加するようにしている。このアナログスイッチ87はタイミングコントローラ13により制御される。

【0072】この変形例でも、液晶レンズ85の屈折率を可変制御して、通常観察の場合に対して蛍光観察を選択した場合には、より拡開して照明光を出射する。

【0073】例えば、通常観察の状態では液晶レンズ85に電圧を印加しない状態で、この状態では液晶レンズ85の屈折率は小さく、出射する際の光の広がり角は小さいが、蛍光観察の場合にはアナログスイッチ87をONにして液晶レンズ85に電池86の電圧を印加することにより液晶レンズ85の屈折率を大きくし、出射する際の光の広がり角を大きくする。

【0074】(第4の実施の形態)図12は本発明の第4の実施の形態の蛍光観察装置1Dを示す。この蛍光観察装置1Dは例えば図1に示す第1の実施の形態において、内視鏡2にチャンネル90を設け、このチャンネル90内に補助励起光導光プローブ91を挿通し、この補助励起光導光プローブ91の基端、つまり光入射端にはさらに別の励起用光源92から励起光を供給している。

【0075】この補助励起光導光プローブ91の先端付近には湾曲部93が設けられ、かつ補助励起光導光プローブ91の基端側にはこの湾曲部93を電気的に湾曲駆動する湾曲駆動部94が設けられている。

【0076】また、蛍光画像処理装置8はコンピュータ95を介して湾曲制御部96に接続され、コンピュータ95は蛍光画像に対して画像処理を行い、病変部の特性を示す部位を検出すると、湾曲制御部96に制御信号を送り、湾曲駆動部94を駆動して湾曲部93の湾曲方向及び湾曲角を制御し、病変部の特性を示す部位に対して励起光光源92の励起光を照射し、より正確に病変の判別を行うことができるようにしている。

【0077】また、図1において、1. 1. 制御手段12を設けていない。その他の構成は図1に示すのと同様であり、またその他の作用は第1の実施の形態と殆ど同様の作用効果を有する。

【0078】(第5の実施の形態)次に本発明の第5の実施の形態を図13及び図14を参照して説明する。図13は内視鏡の先端部29付近と光源装置の一部を示し、図14は先端面の正面図を示す。

【0079】上述の各実施の形態に対し、励起用光源の出力が小さい場合には拡開して照射範囲を広げると、励起光の単位面積当たりの強度が小さくなり、得られる蛍光画像のS/Nが小さくなってしまう場合がある。本実施の形態はこれに対応したもので、本実施の形態における内視鏡では白色光用ライトガイド101の他に、2本の励起光ライトガイド102、103を別体で設けている。

【0080】そして、先端部29では中心付近に配置さ

れたイメージガイド33及び対物レンズ32の例えば上下に励起光ライトガイド102、103の先端面を配置し、それぞれ対向する励起光照明レンズ104、105を介して前方の観察部位106側に出射する。

【0081】図14に示すように対物レンズ32の両側には(白色光用ライトガイド101の先端面に対向した)白色光照明レンズ106とチャンネル107とが配置されている。

【0082】また、ライトガイドケーブルを挿通された2本の励起光ライトガイド102、103の端部側は、白色光用ライトガイド101のコネクタと分離して2本の励起光ライトガイド102、103を一体化した励起光ライトガイドコネクタ111にして、かつこの励起光ライトガイドコネクタ111はブランジャ112の先端に固定され、ブランジャ駆動回路113に制御信号を送ることにより、ブランジャ112を介して上下方向に移動自在にしている。

【0083】励起光ライトガイドコネクタ111に対向して励起光となるレーザ光を発生するレーザ光源部115及びそのレーザ光を集光するレンズ116とが枠体117に取り付けてあり、ブランジャ112を駆動しない場合にはその光軸上に一方の励起光ライトガイド102の端面が位置するように設定され、この状態でブランジャ112を駆動した場合にはその光軸と直交する上方向に励起光ライトガイドコネクタ111を移動して光軸上には他方の励起光ライトガイド103の端面が位置するように設定している。

【0084】なお、上下方向に離間して配置した2つの励起光照明レンズ104、105により上下方向に拡開して照射される範囲は白色光照明レンズ106により上下方向に拡開して照射される範囲より大きくしている。

【0085】本実施の形態では術者は切替スイッチ114により、励起光が一方の励起光ライトガイド102(又は103)に入射されるようにして蛍光観察を行う。そして、図13に示すように蛍光観察範囲内でも、観察部位106に凸部等が存在すると、その凸部のために励起光が届かなくなる影となったり、照射強度が他の部分よりも小さくなってしまふ部分107が存在すると、蛍光診断ができなくなってしまうが、そのような場合には切替スイッチ114を操作する。

【0086】この操作により、他方の励起光ライトガイド103(又は102)に励起光が入射されるようになり、前記影等になる部分107に対して励起光を照射することができるので蛍光診断を行うことができる。

【0087】なお、本実施の形態では励起光ライトガイドコネクタ111を移動する構成で説明したが、光源側の枠体7を移動する構成にしても良いことは明らかであり、この構成でも同様の作用及び効果を有する。

【0088】なお、上述の各実施例では可視領域での通常観察のために白色光で照明すると説明したが、その代

わりに赤(R)、緑(G)及び青(B)等の3つの波長域の照明光で順次照明する面順次照明の場合にも適用できる。なお、上述の各実施の形態等を部分的等で組み合わせる等して構成される実施の形態等も本発明に属する。

【0089】〔付記〕

1. 白色光を伝送する白色光用ライトガイドと、励起光を伝送する励起光用ライトガイドと、を有し、経内視鏡的に生体内の蛍光を観察する蛍光観察装置において、前記励起光を前記白色光よりも拡散して照射する励起光照射手段を設けたことを特徴とする蛍光観察装置。

【0090】2. 経内視鏡的に生体内の蛍光を観察する蛍光観察装置において、内視鏡を介し、白色光を伝送する白色光用ライトガイドと、内視鏡を介し、励起光を伝送する励起光用ライトガイドと、前記白色光用ライトガイドより照射する白色光を生体内で拡散し、照射する白色光用照明手段と、前記励起光用ライトガイドより照射する励起光を生体内で拡散し、照射する励起光用照明手段と、前記励起光用照明手段は白色光用照明手段よりも光を広角に広げる作用を持つことを特徴とする蛍光観察装置。

【0091】3. 経内視鏡的に生体内の蛍光を観察する蛍光観察装置において、白色光または励起光を切り替えて照射する光源と、前記光源の光を伝送するライトガイドと、内視鏡先端に配置された白色光用照明レンズと励起光用照明レンズと、前記光源の白色光と励起光の選択に同期して照射角を変化する手段とを持つことを特徴とする蛍光観察装置。

【0092】4. 経内視鏡的に生体内の蛍光を観察する蛍光観察装置において、前記内視鏡内に内蔵されたライトガイドと接続される第1の励起光源と、前記内視鏡のチャンネルに挿通可能で、先端側に湾曲機構を有する光プローブと、前記光プローブと接続される第2の励起光源と、蛍光画像を生成する蛍光画像処理装置と、前記蛍光画像を処理し、前記光プローブの湾曲を制御する制御部とを持つことを特徴とする蛍光観察装置。

【0093】5. 経内視鏡的に生体内の蛍光を観察する蛍光観察装置において、前記内視鏡内に内蔵された複数のライトガイドと、励起光源と、前記励起光源からの光を選択的に前記複数のライトガイドに導光する手段とを持つことを特徴とする蛍光観察装置。

【0094】6. 付記2において、前記励起光用ライトガイドは白色光用ライトガイドの当該中心部に配置されている。

7. 付記6において、前記励起光用照明手段は白色光用照明手段と共通の照明レンズの中央部に形成され、当該中央部の曲率が周辺部に比べて大きい。

8. 付記1において、前記励起光用ライトガイドの先端部に光を拡散する拡散部材を有する。

【0095】9. 付記8において、前記拡散部材はレン

ズ、又はディフューザレンズ、又はホログラムレンズである。

10. 付記3において、照射角を変化する手段は2つの照射角の異なるレンズの選択で形成される。

11. 付記3において、照射角を変化する手段はズーム機構で形成される。

12. 付記11において、ズーム機構はレンズ、或いは液晶レンズである。

【0096】

【発明の効果】以上述べたように本発明によれば、白色光を伝送する白色光用ライトガイドと、励起光を伝送する励起光用ライトガイドと、を有し、経内視鏡的に生体内の蛍光を観察する蛍光観察装置において、前記励起光を前記白色光よりも拡散して照射する励起光照射手段を設けているので、白色光の下での照射部分の大部分の領域に励起光を照射できるので、湾曲操作等の視野の移動を行わなくても大部分の部位に対する蛍光観察が可能になる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態の蛍光観察装置の全体を示す構成図。

【図2】白色光及び励起光を照射する光学系部分を示す図。

【図3】図2のA-A'線断面図。

【図4】第1の実施の形態の第1変形例におけるライトガイドの先端から白色光及び励起光を照射する光学系部分を示す図。

【図5】第1の実施の形態の第2変形例におけるライトガイドの先端から白色光及び励起光を照射する光学系部分を示す図。

【図6】第1の実施の形態の第3変形例におけるライトガイドの先端から白色光及び励起光を照射する光学系部分を示す図。

【図7】本発明の第2の実施の形態における内視鏡の先端部及び光源装置の構成を示す図。

【図8】図7(A)の正面図。

【図9】図8の可動部材を回動した場合の正面図。

【図10】本発明の第3の実施の形態におけるライトガイドの先端から白色光及び励起光を照射する光学系部分を示す図。

【図11】第3の実施の形態の変形例におけるライトガイドの先端から白色光及び励起光を照射する光学系部分を示す図。

【図12】本発明の第4の実施の形態の蛍光観察装置の全体を示す構成図。

【図13】本発明の第5の実施の形態の照明系の主要部を示す図。

【図14】図13の先端部の正面図。

【符号の説明】

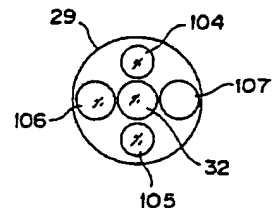
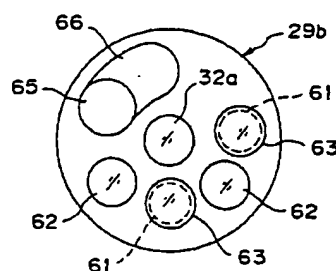
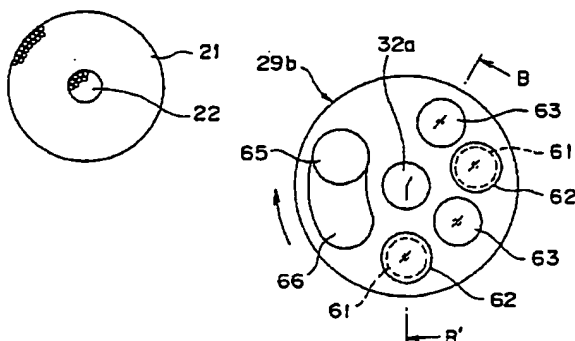
- 1…蛍光観察装置
- 2…内視鏡
- 3…光源装置
- 4…撮像アダプタ
- 5…通常観察用カメラ
- 6…蛍光観察用カメラ
- 7…CCU
- 8…蛍光画像処理装置
- 9…画像表示制御装置
- 10…モニタ
- 11…フットスイッチ
- 13…タイミングコントローラ
- 21…白色光用ライトガイド
- 21b, 22b…凹面部分
- 22…励起光用ライトガイド
- 24…キセノンランプ
- 25…レーザ
- 31…照明レンズ
- 32…対物レンズ
- 33…イメージガイド
- 40, 47…CCD
- 44…回転フィルタ
- 46…I, I.

【図3】

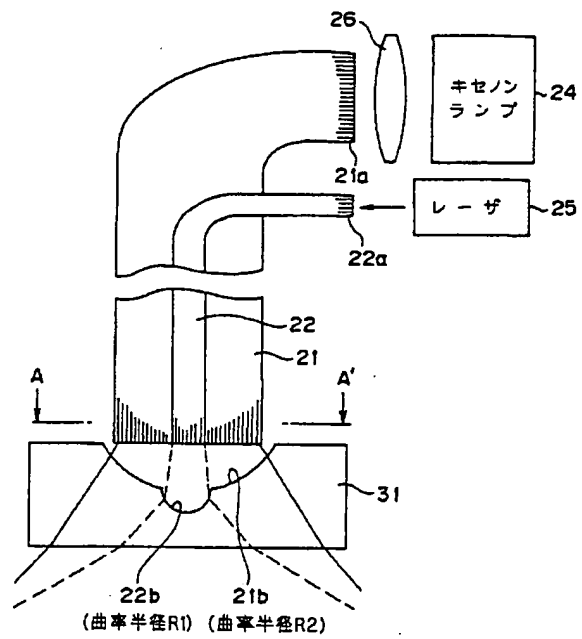
【図8】

【図9】

【図14】

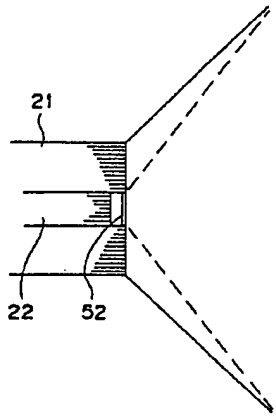


【圖 2】

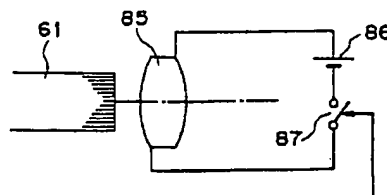


【図 6】

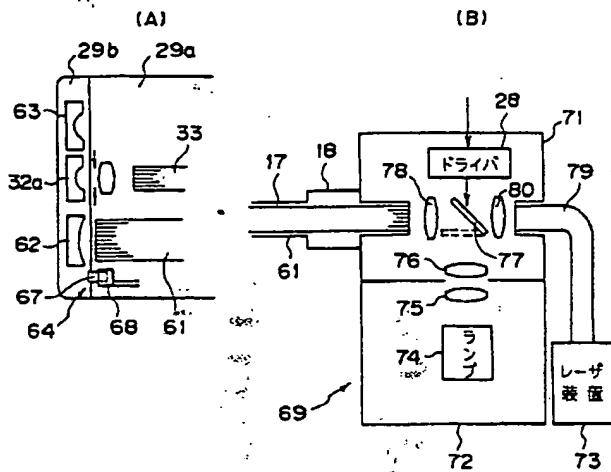
【図5】



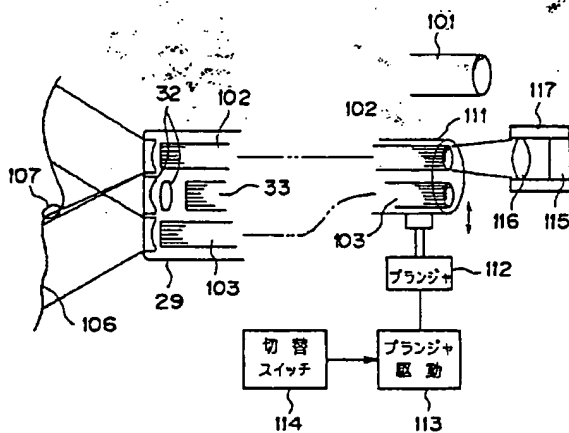
【図 1 1】



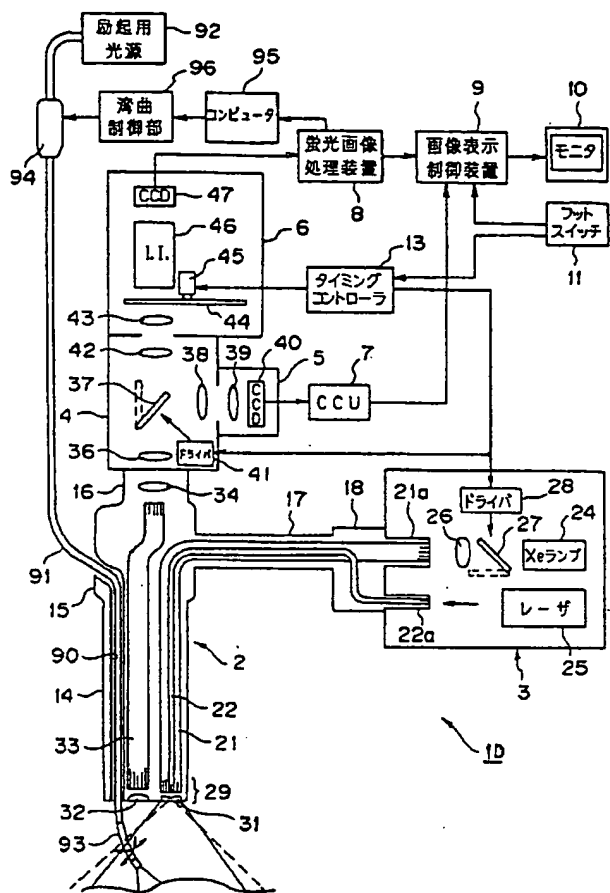
【図 7】



【図 13】



【図 12】



フロントページの続き

- (72) 発明者 吉原 雅也
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ
ンパス光学工業株式会社内
- (72) 発明者 竹端 栄
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ
ンパス光学工業株式会社内
- (72) 発明者 上野 仁士
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ
ンパス光学工業株式会社内
- (72) 発明者 横田 朗
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

- (72) 発明者 松本 伸也
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ
ンパス光学工業株式会社内
- (72) 発明者 高杉 芳治
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ
ンパス光学工業株式会社内
- (72) 発明者 岩▲崎▼ 誠二
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ
ンパス光学工業株式会社内
- (72) 発明者 真貝 成人
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ
ンパス光学工業株式会社内